

Our Ref.: 2382-16

U.S. PATENT APPLICATION

Inventor(s): Mitsue MIYAZAKI
Satoshi SUGIURA

Invention: MR IMAGING USING ECG-PREP SCAN

***NIXON & VANDERHYE P.C.
ATTORNEYS AT LAW
1100 NORTH GLEBE ROAD
8TH FLOOR
ARLINGTON, VIRGINIA 22201-4714
(703) 816-4000
Facsimile (703) 816-4100***

SPECIFICATION

明 細 書

E C G - p r e p スキャンを用いたMRイメージング

発明の背景

(発明の分野)

本発明は、被検体内のスピン（原子核スピン）の磁気共鳴現象に基づいてその内部を画像化する磁気共鳴イメージングに係り、造影剤を用いることなく、動静脈相画像を得るMRI（磁気共鳴イメージング）装置及びMR（磁気共鳴）イメージング方法に関する。

(従来技術の説明)

磁気共鳴イメージングは、静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンをそのラーモア周波数の高周波信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生するMR信号から画像を再構成する撮像法である。

この磁気共鳴イメージングの分野において、肺野や腹部の血流像を得る場合、臨床的には、被検体に造影剤を投与して血管造影を行うMRアンギオグラフィが行われ始めている。しかし、この造影MRアンギオグラフィ法は、造影剤を投与することから侵襲的な処置が必要で、何よりもまず、患者の精神的、体力的な負担が大きい。また、検査コストも高い。さらに、患者の体質などによっては造影剤を投与できない場合もある。

造影剤を投与できない又は投与しない場合、それに代わる手法として、タイム・オブ・フライト（time-of-flight: TOF）法、位相コントラスト（phase contrast: PC）法などが知られている。

この内、タイム・オブ・フライト法及び位相コントラスト法は、血流などの流れの効果を利用する手法である。流れの効果は移動するスピンの有する2つの性質のいずれかによって起こる。1つは、スピンの単純に位置を移動させることで、2つ目は、傾斜磁場の中をスピンの移動することによって生じる横磁化の位相シフトに依る。この内、

前者の位置移動に基づく手法がT O F法であり、後者の位相シフトに基づく手法が位相コントラスト法である。

しかしながら、上述したT O F法や位相コントラスト法にしても、肺野や腹部のM R A像を得る場合であって、大動脈などの大血管の上下方向（superior-inferior direction）の流れを描出しようとする、血流方向と垂直なスライスを撮像する必要がある。つまり、スライス方向をその上下方向に合わせてアキシャル像を撮影する必要がある。このため、2次元スライス像の場合、血流の流れに沿った画像にはならない。このため、3次元画像を得ようとする、スライス枚数が多くなって、撮像全体の時間が長くなるという問題がある。

そこで、この問題を打破すべく、F B I（Fresh Blood Imaging）法と呼ばれる撮像法が提案されている。F B I法は、予め最適に設定した遅延時間でE C G同期を掛けて、R波の出現毎に心臓から拍出されるフレッシュで安定した速い流速の血流を捕捉するとともに、繰返し時間T Rの短めの設定（静止実質部の縦緩和時間が不十分な状態に設定される）、I R（反転）パルスや脂肪抑制パルスの印加（脂肪信号の抑制）などを含む撮像条件の設定により実質部からの信号値を抑制するという状態で3次元スキャンを行い、これにより血流を描出する手法である。この結果、造影剤を使用しなくても、比較的短時間の内に血流像を得ることができる。

このF B I法を用いて動静脈を分離した血流像を得ようとする、適宜に設定したE C G同期の異なる時相で3次元スキャンを2回行い、この2回の3次元スキャンによって収集された3次元エコーデータで又はその3次元エコーデータを再構成した3次元画像データで画素同士の重付け差分を演算し、これにより動静脈を分離した画像を得なければならない。

つまり、F B I法の場合にも、2回の3次元スキャンを行う必要があるため、全体のスキャン時間が長くなること、2回のスキャン相互間において患者の位置が変化したことに因るミスレジストレーション

が生じて、差分されて得られる血流画像の画質が劣化し易いこと等、解決しなければならない問題があった。

一方、上述したT O F法や位相コントラスト法は、何れも血液などの流体の流れの効果を利用する手法であることから、M R I装置の性能にも依存するが、一般的には、速度が2 ～ 3 c m / s以上の血流のみを描出可能であって、これよりも低い速度の流れは殆ど検出できなかった。例えば、患者（人）の抹消静脈、リンパ管、C S F（脊髄液）、膀胱などの流れは遅く、1 c m / s以下の速度が殆どである。しかも、拍動などに因る位置ずれの影響もあるので、これら低速度の流体の流れは従来、検出不可能であった。

発明の要約

本発明は、このような従来技術の現状を打破するためになされたもので、造影剤を投与することなく、短いスキャン時間で、且つ、高画質の血流画像を得るM R イメージング法を提供することを、その第1の目的とする。

また、本発明は、上述した第1の目的に加え、同一撮像で収集されたエコーデータから異なるタイプの血流画像を容易に得ることができ、これにより、提供する血流情報の豊富化を図ることができるM R イメージング法を提供することを、その第2の目的とする。

さらに、本発明は、造影剤を投与することなく、下肢の血流などに見られる低流速の流れを確実に描出することを、その第3の目的とする。

さらに、本発明は、造影剤を投与することなく、短時間の撮像で、下肢の血流などに見られる低流速の流れを高画質で確実に描出することを、その第4の目的とする。

上述した第1及び第2の目的を達成するため、本発明の一態様に係るM R I装置及びM R イメージング方法によれば、被検体の複数の異なる心時相が設定され、この設定された複数の異なる時相夫々にて

MR 撮像用のスキャンが順次開始されて複数組のエコーデータを収集され、この収集された複数組のエコーデータから血流の画像が生成される。

好適には、前記複数の異なる時相は、前記被検体の心周期の収縮期と拡張期とに属する 2 時相である。さらに好適には、スキャンは、前記収縮期内の前記時相で開始する第 1 のスキャンと、前記拡張期内の前記時相で開始する第 2 のスキャンとを同一スライス又は同一スライスエンコードに対して別々のパルスシーケンスされる。

更に好適には、第 1 のスキャンによるエコーデータ又はその画像データと第 2 のスキャンによるエコーデータ又はその画像データとの間で差分演算を行って動脈相画像に関するエコーデータ又はその画像データが得られる。例えば、その差分演算は重付け差分演算として行われる。

さらに、時相設定は、一例として、被検体の心時相を表す信号を検出し、検出される信号中に現れる周期的な心拍参照波からの異なる時刻にて撮像部位に準備用 MR シーケンスを複数回実行して複数枚の MR 画像を得て、得られた複数枚の MR 画像から 2 時相が決めることで行われる。例えば、心時相を表す信号は被検体の ECG 信号であり、心拍参照波はその ECG 信号の R 波である。

これにより、造影剤を投与することなく、短いスキャン時間で、且つ、高画質の血流画像を得ることができる。さらに、同一撮像で収集されたエコーデータから、例えば動脈相画像及び静脈相画像など、異なるタイプの血流画像を容易に得ることができ、これにより、1 回の撮像で提供できる血流情報の豊富化を図ることができる。

また、前述した第 3 及び第 4 の目的を達成するために、本発明の別の態様に係る MRI 装置及び MR イメージング方法によれば、静磁場中に置かれた被検体に読出し傾斜磁場パルスを含むパルスシーケンスに拠るスキャンを実行する。この場合、被検体の心時相を設定し、被検体内の血流の流れ方向に読出し傾斜磁場パルスの印加方向を実質的

に合わせた状態で、前記設定した心時相に応じてスキャンを実行してエコー信号を収集し、このエコー信号から血流又はその血流の影響を受ける実質部の画像を生成する。

好適には、読出し傾斜磁場パルスは、エコー信号を読み出すためのパルス本体と、このパルス本体に付加され且つ血流磁化スピンの位相挙動を制御する制御パルスとを有する。例えば、制御パルスは、磁化スピンのディフェーズ又はリフェーズさせるパルスである。例えば、設定する心時相は、収縮期及び拡張期にそれぞれ一つずつの合計2つである。この2つの心時相それぞれにてスキャンが行われ、2組のエコー信号から成るデータが収集される。

このように、読出し傾斜磁場パルスの印加方向を血流の流れ方向にほぼ一致させ、且つ、この読出し傾斜磁場パルスにディフェーズパルス又はリフェーズパルスを付加しているため、造影剤を投与することなく、下肢の血流などに見られる低流速の流れを確実に描出することができる。特に、下肢の動静脈を分離した画像を短時間に且つ高画質に描出することができる。

図面の簡単な説明

添付図面において、

図1は、本発明の実施例に係るMRI装置の構成例を示す機能ブロック図、

図2は、第1の実施例におけるECG-prepスキャン及びイメージングスキャンの時系列関係を説明する図、

図3は、ホスト計算機が実行するECG-prepスキャンの手順を例示する概略フローチャート、

図4は、ECG-prepスキャンのECG信号に対する時系列関係を例示するタイミングチャート、

図5は、ECG-prepスキャンにより得られた、遅延時間をダイナミックに変化させたときのMRA像の模式図、

図 6 は、第 1 の実施例においてホスト計算機が実行するイメージングスキンの制御例を示す概略フローチャート、

図 7 は、第 1 の実施例においてシーケンサが実行するイメージングスキンの制御例を示す概略フローチャート、

図 8 は、第 1 の実施例における心電同期法に基づくイメージングスキンのタイミングを例示するタイミングチャート、

図 9 は、イメージングスキンにおける 2 時相のデータ収集とそのデータを配置する k 空間を模式的に説明する図、

図 10 は、3 次元の撮像部位と撮像する血管との位置関係を説明する図、

図 11 は、第 1 の実施例において演算ユニットにより実行される、エコーデータの演算処理を説明する概略フローチャート、

図 12 は、動脈相画像を得るための差分演算の概要を説明する模式図、

図 13 は、静脈相画像を得るための差分演算の概要を説明する模式図、

図 14 は、動脈相画像及び静脈相画像の同時表示状態を例示する図、

図 15 は、第 2 の実施例における ECG-prep スキン及び 2 回のイメージングスキンの時系列関係を説明する図。

図 16 は、第 2 の実施例における第 1 回目及び第 2 回目のイメージングスキンの一例を示す概略フローチャート、

図 17 は、第 2 の実施例における第 1 回目及び第 2 回目のイメージングスキンの一例を示す概略フローチャート、

図 18 A ~ 18 C は、第 2 の実施例における心電同期法に基づく第 1 回目及び第 2 回目のイメージングスキンのタイミングを例示するタイミングチャート、

図 19 A ~ 19 C は、読出し傾斜磁場に付加するディフェーズパルス及びリフェーズパルスを説明する図、

図 2 0 は、第 2 の実施例における 3 次元の撮像部位と撮像する血管との位置関係を説明する図、

図 2 1 は、第 2 の実施例におけるエコーデータの演算及び表示の処理を説明する概略フローチャート、

図 2 2 は、第 2 の実施例における動脈相画像及び静脈相画像の同時表示状態を例示する図、

図 2 3 A 及び 2 3 B は、第 2 の実施例の変形例で実施される 2 回のイメージングスキンのパルスシーケンス、

図 2 4 は、第 3 の実施例におけるイメージングスキンの一例を示す概略フローチャート、

図 2 5 は、第 3 の実施例におけるイメージングスキンの一例を示す概略フローチャート、及び、

図 2 6 は、第 3 の実施例における心電同期法に基づくイメージングスキンのタイミングを例示するタイミングチャート、である。

好適な実施例の詳細な説明

以下、本発明に係る実施例を説明する。

(1) 第 1 の実施例

第 1 の実施例を、図 1 ～図 1 4 を参照して説明する。

(1. 1) 装置の構成

最初に、以下の実施例で共通に使用される M R I (磁気共鳴イメージング) 装置のハードウェア構成の概略を図 1 に示す。

この M R I 装置は、被検体 P を載せる寝台部と、静磁場を発生させる静磁場発生部と、静磁場に位置情報を付加するための傾斜磁場発生部と、高周波信号を送受信する送受信部と、システム全体のコントロール及び画像再構成を担う制御・演算部と、被検体 P の心時相を表す信号としての E C G 信号を計測する心電計測部とを備えている。

静磁場発生部は、例えば超電導方式の磁石 1 と、この磁石 1 に電流を供給する静磁場電源 2 とを備え、被検体 P が遊挿される円筒状の開

口部（診断用空間）の軸方向（Z軸方向）に静磁場 H_0 を発生させる。なお、この磁石部にはシムコイル14が設けられている。このシムコイル14には、後述するホスト計算機の制御下で、シムコイル電源15から静磁場均一化のための電流が供給される。寝台部は、被検体Pを載せた天板を磁石1の開口部に退避可能に挿入できる。

傾斜磁場発生部は、磁石1に組み込まれた傾斜磁場コイルユニット3を備える。この傾斜磁場コイルユニット3は、互いに直交するX軸方向、Y軸方向及びZ軸方向の傾斜磁場を発生させるための3組（種類）のx、y、zコイル3x～3zを備える。傾斜磁場部はまた、x、y、zコイル3x～3zに電流を供給する傾斜磁場電源4を備える。この傾斜磁場電源4は、後述するシーケンサ5の制御のもとで、x、y、zコイル3x～3zに傾斜磁場を発生させるためのパルス電流を供給する。

傾斜磁場電源4からx、y、zコイル3x～3zに供給されるパルス電流を制御することにより、物理軸である3軸（X軸、Y軸、Z軸）方向の傾斜磁場を合成して、互いに直交するスライス方向傾斜磁場 G_s 、位相エンコード方向傾斜磁場 G_E 、および読出し方向（周波数エンコード方向）傾斜磁場 G_R から成る論理軸方向を任意に設定・変更することができる。スライス方向、位相エンコード方向、および読出し方向の各傾斜磁場は静磁場 H_0 に重畳される。

送受信部は、磁石1内の撮影空間にて被検体Pの近傍に配設されるRFコイル7と、このコイル7に接続された送信器8T及び受信器8Rとを備える。この送信器8T及び受信器8Rは後述するシーケンサ5の制御のもとで動作する。送信器8Tは、核磁気共鳴（NMR）を励起させるためのラーモア周波数のRF電流パルスをRFコイル7に供給する。受信器8Rは、RFコイル7が受信したMR信号（高周波信号）を取り込み、これに前置増幅、中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリングなどの各種の信号処理を施した後、A/D変換してMR信号のデジタルデータ（原データ）を生成する。

さらに、制御・演算部は、シーケンサ（シーケンスコントローラとも呼ばれる）5、ホスト計算機6、演算ユニット10、記憶ユニット11、表示器12、入力器13、及び音声発生器16を備える。この内、ホスト計算機6は、記憶したソフトウェア手順（図示せず）により、シーケンサ5にパルスシーケンス情報を指令するとともに、装置全体の動作を統括する機能を有する。

このMRI装置は、予め設定した1つ又は2つの同期タイミング（心時相）に基づく心電同期法に拠るMRスキャンを実行可能なことを特徴の1つとしている。2つの同期タイミングの場合、その一方は拡張期における最適時相に、もう一方は収縮期における最適時相にそれぞれ設定される。

ホスト計算機6は、図2に示すように、この1時相又は2時相の同期タイミング（R波からの遅延時間）を決めるための準備用パルスシーケンスを実行する準備用スキャン（以下、ECG-prepスキャンという）、及び、それらの同期タイミングに基づいて行う心電同期法に拠るイメージング用スキャン（以下、イメージングスキャンという）を、図示しないメインプログラムを実行する中で行う。イメージングスキャンは、この2時相に対するスキャンを1つの繰返し時間TRとする撮像で行う（すなわち、2次元スキャンの場合、この繰返し時間TRの間に2時相に対する2画像分のエコーデータが収集され、3次元スキャンの場合、その繰返し時間TRの間に1スライスエコーコード量に基づいて2時相に対する2フレーム分のエコーデータが収集される）。

ECG-prepスキャンの実行ルーチンの一例を図3に、心電同期法に拠るイメージングスキャンの実行ルーチンの一例を図6、7にそれぞれに示す。

このECG-prepスキャンによって心電同期の最適な同期タイミングを決め、この心電同期タイミングでその後のエコーデータ収集のスキャンを行うことで、血流を確実に捕捉でき、かつ、心臓から吐

出されたフレッシュな血液を常にスキャンすることができる。

シーケンサ 5 は、CPU およびメモリを備えており、ホスト計算機 6 から送られてきたパルスシーケンス情報を記憶し、この情報にしたがって傾斜磁場電源 4、送信器 8 T、受信器 8 R の動作を制御するとともに、受信器 8 R が出力した MR 信号のデジタルデータを一旦入力し、これを演算ユニット 10 に転送するように構成されている。ここで、パルスシーケンス情報とは、一連のパルスシーケンスにしたがって傾斜磁場電源 4、送信器 8 T および受信器 8 R を動作させるために必要な全ての情報であり、例えば x 、 y 、 z コイル $3x \sim 3z$ に印加するパルス電流の強度、印加時間、印加タイミングなどに関する情報を含む。

このパルスシーケンスとしては、フーリエ変換法を適用したものであれば、2次元 (2D) スキャンまたは3次元スキャン (3D) のものであってもよいが、とくに、スキャン時間短縮の効果は3次元スキャン時の方が大きい。また、このようなスキャンに使用するパルス列の形態としては、高速 SE 法、EPI (Echo Planar Imaging) 法、FAS E (Fast Asymmetric SE) 法 (すなわち、高速 SE 法にハーフフーリエ法を組み合わせたイメージング法) など、各種の形態のものを採用できる。

また、演算ユニット 10 は、受信器 8 R が出力したデジタルデータ (原データ又は生データとも呼ばれる) を、シーケンサ 5 を通して入力し、その内部メモリによる k 空間 (フーリエ空間または周波数空間とも呼ばれる) にそのデジタルデータを配置し、このデータを 1 組毎に 2 次元または 3 次元のフーリエ変換に付して実空間の画像データに再構成する。また演算ユニットは、必要に応じて、画像に関するデータの合成処理や差分演算処理 (重付け差分処理も含む) も実行可能になっている。この合成処理には、画素毎に加算する処理、最大値投影 (MIP) 処理などが含まれる。また、上記合成処理の別の例として、フーリエ空間上で複数フレームの軸の整合をとって原データのまま

1 フレームの原データに合成するようにしてもよい。なお、加算処理には、単純加算処理、加算平均処理、重み付け加算処理などが含まれる。

記憶ユニット 11 は、再構成された画像データのみならず、合成処理や差分処理が施された画像データを保管することができる。表示器 12 は画像を表示する。また入力器 13 を介して、術者が希望する同期タイミング選択用のパラメータ情報、スキャン条件、パルスシーケンス、画像合成や差分の演算に関する情報をホスト計算機 6 に入力できる。

音声発生器 16 は、ホスト計算機 6 から指令があったときに、息止め開始および息止め終了のメッセージを音声として発することができる。

さらに、心電計測部は、被検体の体表に付着させて ECG 信号を電気信号として検出する ECG センサ 17 と、このセンサ信号にデジタル化処理を含む各種の処理を施してホスト計算機 6 およびシーケンサ 5 に出力する ECG ユニット 18 とを備える。この心電計測部による計測信号は、ECG-prep スキャンと心電同期のイメージングスキャンとのそれぞれを実行するときにシーケンサ 5 に必要に応じて用いることができる。これにより、心電同期法の同期タイミングを適切に設定でき、この同期タイミングに基づく心電同期のイメージングスキャンを行ってデータ収集できるようになっている。

(1. 2) ECG-prep スキャン

次に、ECG-prep スキャンによる最適な同期タイミングの決定処理を図 3～図 5 に基づき説明する。

ホスト計算機 6 は、図示しない所定のメインプログラムを実行している中で、入力器 13 からの指令に応答して、図 3 に示す ECG-prep スキャンを実行開始する。

最初に、ホスト計算機 6 は、ECG-prep スキャンを実行するスキャン条件およびパラメータ情報を入力器 13 から読み込む（同図

ステップS 1)。スキャン条件には、スキャンの種類、パルスシーケンス、位相エンコード方向などが含まれる。パラメータ情報には、心電同期の同期タイミング（時相）を決めるための初期時間 T_0 。（ここでは、ECG信号中のR波のピーク値からの経過時間）、時間増分に刻み幅 Δt 、回数カウンタCNTの上限値などが含まれ、これらのパラメータは操作者に任意に設定できる。

初期時間 T_0 、刻み幅 Δt 、及び回数カウンタCNTの上限値は、例えば、1「R-R」期間の内の拡張期（動脈相及び静脈相が共に描出されている時相）から収縮期（静脈相のみが描出されている時相）までを比較的、万遍無く網羅できる値に設定されている。たとえば、初期時間 $T_0 = 0$ に設定してもよい。

次いで、ホスト計算機6は、シーケンスの実行回数をカウントする回数カウンタCNTおよび同期タイミングを決めるための時間の増分パラメータ T_{inc} をクリアする（CNT=0, $T_{inc}=0$ ：ステップS 2）。この後、ホスト計算機6は音声発生器16にメッセージデータを送出して、例えば「息を止めて下さい」といった息止め指令を被検体（患者）に対して行わせる（ステップS 3）。この息止めは、ECG-prepスキャン実行中の被検体の体動を抑制する上で実施する方が好ましいが、場合によっては、息止めを実施しない状態でECG-prepスキャンを実行するようにしてもよい。

このように準備が整うと、ホスト計算機6はステップS 4以降の処理を順次実行する。これにより、心電同期の同期タイミングを変更しながらのスキャン実行に移行する。

具体的には、R波のピーク到達時間からの遅延時間 T_{DL} が、 $T_{DL} = T_0 + T_{inc}$ により演算される（ステップS 4）。次いで、ECGユニット18で信号処理されたECG信号が読み込まれ、その信号中のR波のピーク値が出現したか否かが判断される（ステップS 5）。この判断処理はR波出現まで繰り返される。R波が出現すると（ステップS 5, YES）、ステップS 4で演算したその時点の遅延時間 T_{DL} が

R波ピーク時間から経過したかどうかが続いて判断される（ステップS6）。この判断処理も遅延時間 T_{DL} が経過するまで続けられる。

R波のピーク時刻から遅延時間 T_{DL} が経過すると（ステップS6, YES）、各回のパルスシーケンスの開始をシーケンサ5に指令する（ステップS7：図4参照）。このパルスシーケンスは、好ましくは、後述するイメージング用パルスシーケンスと同一タイプに設定され、例えば、高速SE法にハーフフーリエ法を組み合わせた2D-FASE（Fast Asymmetric SE）法である。勿論、このシーケンスには高速SE法、EPI法など、各種のものを採用できる。この指令に応答し、シーケンサ5は操作者から指令された種類のパルスシーケンスの実行を開始するので、被検体の所望部位の領域がスキャンされる。このECG-prepスキャンは、例えば、画像データ収集用のイメージングスキャン（本スキャン）が3次元（3D）法の場合、2次元（2D）スキャンで行ってもよいし、イメージングスキャンの領域に合わせた3次元スキャンで行ってもよい。本実施例では、イメージングスキャンは3次元スキャンとして実行するが、ECG-prepスキャンはスキャン時間短縮の観点から2次元スキャンとして実行する。ECG-prepスキャンの使命に鑑みると、2次元スキャンでも十分である。

上記シーケンス実行開始の指令後、回数カウンタ $CNT = CNT + 1$ の演算が行われ（ステップS8）、さらに、時間の増分パラメータ $T_{inc} = \Delta T \cdot CNT$ の演算が行われる（ステップS9）。これにより、パルスシーケンスの実行を指令した各回毎に回数カウンタ CNT のカウント値が1ずつ増加し、また同期タイミングを調整する増分パラメータ T_{inc} がそのカウント値に比例して増加する。

次いで、各回のパルスシーケンスの実行に必要な予め定めた所定期間（例えば500～1000 msec程度）が経過するまでそのまま待機する（ステップS10）。さらに、回数カウンタ CNT が予め定めた上限値になったか否かを判断する（ステップS11）。同期タイ

ミングを最適化させるために、遅延時間 T_{DL} を各種の時間値に変更しながら、例えば5枚の2次元像を撮影する場合、回数カウンタ $CNT = 5$ に設定される。回数カウンタ $CNT =$ 上限値に到達していない場合（ステップS11, NO）、ステップS5の処理に戻って上述した処理が繰り返される。反対に、回数カウンタ $CNT =$ 上限値に到達した場合（ステップS11, YES）、息止め解除の指令が音声発生器16に出され（ステップS12）、その後の処理はメインプログラムに戻される。息止めの音声メッセージは例えば「息をして結構です」である。

上述の処理を順次実行すると、一例として、図4に示すタイミングで準備用のパルスシーケンスが実行されたことになる。例えば、初期時間 $T_0 = 300\text{ msec}$ 、時間刻み $\Delta T = 100\text{ msec}$ を指令していたとすると、第1回目のシーケンスに対する遅延時間 $T_{DL} = 300\text{ msec}$ 、第2回目のそれに対する遅延時間 $T_{DL} = 400\text{ msec}$ 、第3回目のそれに対する遅延時間 $T_{DL} = 500\text{ msec}$ 、…といった具合に同期タイミングを決する遅延時間 T_{DL} が調整される。

このため、息止め指令後の最初のR波がピーク値に達すると、その到達時刻から遅延時間 $T_{DL} (= T_0)$ 後に、例えば2次元F ASE法に基づく第1回目のスキャン $IMG_{pre p1}$ が所定時間（ $500 \sim 1000\text{ msec}$ ）継続し、エコー信号が収集される。このシーケンス継続中に次のR波が出現した場合でも、図3のステップS10の待機処理があるので、このR波出現には何等関与されずに、シーケンスは続けられる。つまり、ある心拍に同期して開始されたシーケンスの実行処理は次の心拍にまたがって続けられ、エコー信号が収集される。

そして、回数カウンタ CNT が所定値に到達していない場合、ステップS5～ステップS11の処理が再び実行される。このため、図4の例では、3番目のR波が出現してピーク値に達すると、この到達時点から遅延時間 $T_{DL} = T_0 + T_{inc} = 400\text{ msec}$ が経過した時点で、第2回目のスキャン $IMG_{pre p2}$ が所定時間継続し、同様にエコー

信号が収集される。このスキャンが終わって次のR波が出現すると、遅延時間 $T_{DL} = T_0 + 2 \cdot T_{inc} = 500 \text{ msec}$ が経過すると、第3回目のスキャン IMG_{prep3} が所定時間継続し、同様にエコー信号が収集される。さらに、このスキャンが終わって次のR波が出現すると、遅延時間 $T_{DL} = T_0 + 3 \cdot T_{inc} = 600 \text{ msec}$ が経過すると、第4回目のスキャン IMG_{prep3} が所定時間継続し、同様にエコー信号が収集される。このスキャンが所望回数、例えば5回続き、合計5フレーム（枚）の同一断面のエコーデータが収集される。

エコーデータは順次、受信器8Rおよびシーケンサ5を経由して演算ユニット10に送られる。演算ユニット10はk空間（周波数空間）のエコーデータを2次元フーリエ変換法により実空間の画像データに再構成する。この画像データは血流像データとして記憶ユニット11に記憶される。ホスト計算機6は、例えば入力器13からの操作信号に応答して、この血流像を順次、シネ（CINE）表示する。

つまり、図5に模式的に示す如く、例えば腹部の時相が相互に異なる2次元コロナル像が表示される。このコロナル像には、体内をほぼ上下方向に流れる動脈AR及び静脈VEが位置する。但し、撮像したタイミング、すなわちR波からの「遅延時間 $T_{DL} = \text{初期時間 } T_0 + T_{inc} \cdot \Delta t$ 」が画像毎に異なる。術者はこれらの画像を目視観察して、動脈AR及び静脈VEが最も高信号に現れている画像及び静脈のみが最も高信号に現れている画像を選択する。この内、静脈VEのみが相対的に高信号に現れている画像に相当する遅延時間 T_{DL1} により、収縮期の同期タイミング $T_{DL} = T_{DL1}$ が決められる。また、動脈AR及び静脈VEが相対的に高信号に現れている画像に相当する遅延時間 T_{DL2} により、拡張期の同期タイミング $T_{DL} = T_{DL2}$ が決められる。

したがって、術者は、このように遅延時間 T_{DL} をダイナミックに変えて撮像した複数枚の血流像から、収縮期及び拡張期夫々における最適な同期タイミングとしての遅延時間 T_{DL} （例えば2つの遅延時間 T_{DL1} 、 T_{DL2} ）を目視判定で決し、この遅延時間 T_{DL} を引き続き行うイ

メージングスキャンに反映させる処理を例えば手動で行う。

なお、目視観察で決めた画像を指定すると、その指定画像に与えられている遅延時間 T_{DL} を最適同期タイミングとして自動的に記憶し、このタイミング T_{DL} をイメージングスキャン時に自動的に読み出すようにソフトウェアを構築してもよい。これにより、ECG同期タイミングの自動指定処理が可能になる。

さらに、上述したECG-prepスキャンにおいて、位相エンコード方向を大動脈等の血流方向に沿った方向（体軸方向）に意図的に設定している。これにより、位相エンコード方向をそれ以外の方向に設定した場合に比べて、血流方向（方向性）の情報を欠落させずに、より明瞭に撮像することができ、その描出能は優れたものになる。

（1. 3）イメージングスキャン

次に、この実施例の心電同期法に拠るイメージングスキャンの動作を図6～図14を参照して説明する。

ホスト計算機6は、図示しない所定のメインプログラムを実行している中で、その一環として、入力器13からの操作情報に応答して図6及び7に示す処理を実行する。

これを詳述すると、ホスト計算機6は、最初に、前述したECG-prepスキャンを通して操作者が決めた最適な2つの遅延時間 T_{DL} （つまり、収縮期の最適遅延時間 T_{DL1} 及び拡張期の最適遅延時間 T_{DL2} （ $>T_{DL1}$ ））を例えば入力器13を介して入力する（ステップS20）。この最適遅延時間 T_{DL1} 及び T_{DL2} の情報は予め例えば記憶ユニット11内に記憶させておいてもよい。

次いで、ホスト計算機6は操作者が入力器13から指定したスキャン条件（位相エンコードの方向、画像サイズ、スキャン回数、スキャン間の待機時間、スキャン部位に応じたパルスシーケンスなど）および画像処理法の情報（差分処理法及びその重付け係数、加算処理、最大値投影（MIP）処理など。加算処理の場合には、単純加算、加算平均処理、重み付け加算処理のいずれかなど）を入力し、遅延時間 T_D

L_1 及び T_{DL2} を含むそれらの情報を制御データに処理し、その制御データをシーケンサ 5 および演算ユニット 10 に必要に応じて出力する（ステップ S 2 1）。

次いで、スキャン前の準備完了の通知があったと判断できると（ステップ S 2 2）、ステップ S 2 3 で息止め開始の指令を音声発生器 14 に出力する（ステップ S 2 3）。これにより、音声発生器 14 は、ECG-prep スキャン時と同様に「息を止めて下さい」といった内容の音声メッセージを発するから、これを聞いた患者は息を止めることになる（図 8 参照）。

この後、ホスト計算機 6 はシーケンサ 5 にイメージングスキャン開始を指令する（ステップ S 2 4）。

シーケンサ 5 は、イメージングスキャン開始の指令を受けると（図 7：ステップ S 2 4-1）、ECG 信号の読み込みを開始し（ステップ S 2 4-2）、ECG 信号における R 波（参照波形）のピーク値の所定 n 回目の出現を、そのピーク値に同期させた ECG トリガ信号から判断する（ステップ S 2 4-3）。ここで、R 波の出現を n 回（例えば 2 回）待つのは、確実に息止めに移行した時期を見計らうためである。

所定 n 回目の R 波が出現すると、最初に、収縮期の特定時相用に設定した遅延時間 T_{DL1} だけ待機する処理を行う（ステップ S 2 4-4）。この遅延時間 T_{DL1} は、前述したように、ECG-prep スキャンにより対象とする収縮期の静脈流を撮像する上で最もエコー信号の強度が高くなり、そのエンティティの描出能に優れた値に最適化されている。

この最適な遅延時間 T_{DL1} が経過した時点が最適な心電同期タイミングであるとして、シーケンサ 5 は収縮期に対するイメージングスキャンを実行する（ステップ S 2 4-5）。具体的には、既に記憶していたパルスシーケンス情報に応じて送信器 8 T および傾斜磁場電源 4 を駆動し、例えば 3 次元 FASE 法のパルスシーケンスに基づく 1 回目

のスライスエンコード量 SE_1 の元でスキャン（第 1 のスキャン） SN_{sys_1} が図 8 に示す如く心電同期法により実行される。このとき、位相エンコード方向 PE は指定されている方向、例えば図 10 に示すように、血流（動脈 AR ，静脈 VE ）の流れる方向にほぼ一致させるとよい。また、このパルスシーケンスにおけるエコー間隔は 5 msec 程度に短縮される。

なお、この収縮期におけるスキャン SN_{sys_n} に使用するパルスシーケンスは、図 8 に示す如く、エコー数が短く設定され、スキャン開始から 1 心拍内の僅かな時間で終わるようになっている。エコー数は、図 9 に模式的に示す如く、 k 空間の位相エンコード ke 方向の中心部（低周波領域） R_c のみに配置するエコーデータをスライスエンコード量毎に収集するに足りるように設定されている。このため、その次の拡張期におけるスキャン（第 2 のスキャン） SN_{dia_n} は、図 8，9 に示す如く、収縮期に対するスキャン SN_{sys_n} と同一の心拍において開始できるようになっている。また、収縮期用 k 空間（第 1 の k 空間） K_{sys} において不足するエコーデータは、後述する拡張用 k 空間（第 2 の k 空間） K_{dia} からのコピー及びハーフフーリエ法に拠る演算によって求められる（図 9 参照）。

これにより、最初のスライスエンコード量 SE_1 の元、約数百 msec 程度の短いスキャン時間で、例えば図 10 に示す如く下腹部に設定した 3 次元撮像領域 R_{ima} からエコー信号が収集される。

次いで、シーケンサ 5 は、拡張期におけるスキャン制御に移行する。具体的には、拡張期の特定時相用に設定した遅延時間 T_{DL_2} だけ待機する処理を行う（ステップ S_{24-6} ）。この遅延時間 T_{DL_2} は、前述したように、 $ECG\text{-prep}$ スキャンにより対象とする拡張期の動静脈流を撮像する上で最もエコー信号の強度が高くなり、そのエンティティの描出能に優れた値に最適化されている。

この最適な遅延時間 T_{DL_2} が経過した時点が最適な心電同期タイミングであるとして、シーケンサ 5 は拡張期に対するイメージングスキャ

ンを実行する（ステップS 2 4 - 7）。具体的には、既に記憶していたパルスシーケンス情報に応じて送信器 8 T および傾斜磁場電源 4 を駆動し、例えば 3 次元 F A S E 法のパルスシーケンスに基づく 1 回目のスライスエンコード量 S E 1 の元でスキャン S N_{sys2} が図 8 に示す如く心電同期法により実行される。このパルスシーケンスにおけるエコー間隔は 5 m s e c 程度に設定されている。

なお、この拡張期におけるスキャン S N_{dian} に使用するパルスシーケンスは、図 8 に示す如く、収縮期よりは多いが、ハーフフーリエ法を併用する分、k 空間全部に充填するエコー数よりも少ないエコー数を収集するように設定されている。エコー数は、図 9 に模式的に示す如く、k 空間の位相エンコード k e 方向の中心部（低周波領域）R c 及びその一方の端部（高周波）R e のみに配置するエコーデータをスライスエンコード量毎に収集するに足りるように設定されている。拡張期用 k 空間 K_{dia} において、不足するエコーデータは後述するようにハーフフーリエ法に拠って演算により求められる。この拡張期におけるスキャン S N_{dial} は、図 8, 9 に示す如く、通常、次の心拍まで跨ってスキャンされる。

これにより、最初のスライスエンコード量 S E 1 の元、約 6 0 0 m s e c 程度のスキャン時間で、例えば図 1 0 に示す如く下腹部に設定した 3 次元撮像領域 R i m a からエコー信号が収集される。

これらの 1 回目のイメージングスキャンが終了すると、シーケンサ 5 は、最終のイメージングスキャンが完了したかどうかを判断し（ステップ S 2 4 - 8）、この判断が N O（最終スキャンが済んでいない）の場合、E C G 信号を監視しながら、例えばイメージングスキャンに使用した R 波から例えば 2 心拍（2 R - R）と、短めに設定した期間が経過するまで待機し、静止している実質部のスピンの縦磁化の回復を積極的に抑制する（ステップ S 2 4 - 9）。

このように例えば 2 R - R 分に相当する期間待って、例えばスキャン開始から 3 個目の R 波が出現すると（ステップ S 2 4 9 7, Y E S

）、シーケンサ5は前述したステップS24-4にその処理を戻す。

これにより、その3個目のR波ピーク値から遅延時間 T_{DL1} が経過した時点で次のスライスエンコード量SE2に応じて2回目の収縮期に対するスキャン SN_{sys2} が前述と同様に実行され、3次元撮像領域 R_{ima} からエコー信号が収集される（ステップS24-4, 5）。さらに、3個目のR波ピーク値から遅延時間 T_{DL2} が経過した時点でスライスエンコード量SE2に応じて2回目の拡張期に対するスキャン SN_{dia2} が前述と同様に実行され、3次元撮像領域 R_{ima} からエコー信号が収集される（ステップS24-6, 7）。

以下同様に、最終のスライスエンコード量SEn（例えば $n=8$ ）までエコー信号が収縮期及び拡張期それぞれに対して収集される。

スライスエンコード量SEnでの最終回のスキャン SN_{sysn} , SN_{dian} が終わると、ステップS24-8における判断がYESとなり、シーケンサ5からホスト計算機6にイメージングスキャンの完了通知が出力される（ステップS24-10）。これにより、処理がホスト計算機6に戻される。

ホスト計算機6は、シーケンサ5からのスキャン完了通知を受けると（図6：ステップS25）、息止め解除の指令を音声発生器16に出力する（ステップS26）。そこで、音声発生器16は、例えば「息をして結構です」といった音声メッセージを患者に向けて発し、息止め期間が終わる（図8参照）。

したがって、図8に模式的に示す如く、例えば2R-R毎に、収縮期及び拡張期に対する心電同期スキャンが例えば3D-FASE法によりn回（例えば8回）実行される。

患者Pから発生したエコー信号は、各回のスキャン毎に、RFコイル7で受信され、受信器8Rに送られる。受信器8Rはエコー信号に各種の前処理を施し、デジタル量に変換する。このデジタル量のエコーデータはシーケンサ5を通して演算ユニット10に送られ、メモリで形成される収縮期及び拡張期用の3次元k空間 K_{sys} 及び K_{dia} 夫々に

位相エンコード量及びスライスエンコード量に応じて配置される。

(1. 4) データ処理及び画像表示

このようにエコーデータ収集が終わると、ホスト計算機 6 は演算ユニット 10 に、図 11 に示す処理を実行するように指令する。

図 11 に示す如く、演算ユニット 6 はホスト計算機 6 からの指令に
応答して、収縮期用 k 空間 $K_{s_y s}$ 及び拡張期用 k 空間 $K_{d i a}$ における全
データ配置を完成させる（ステップ S 3 1, S 3 2）。具体的には、
ステップ S 3 1 で、図 9 に示す如く、拡張期用 k 空間 $K_{d i a}$ における位
相エンコード方向の一方の高周波領域のエコーデータ（図 9 では、番
号 $h \sim n$ までのエコー）が収縮期用 k 空間 $K_{s_y s}$ の対応位置にコピーさ
れる。このエコーデータは、収縮期用スキャンによっては収集されて
いなかった領域のデータである。次いで、ステップ S 3 2 に移行して
、収縮期用 k 空間 $K_{s_y s}$ 及び拡張期用 k 空間 $K_{d i a}$ の両方にハーフフー
リエ法を個別に適用して、エコーデータを収集していなかった残りの
領域のデータを複素共役関係により演算し、これを配置する。したが
って、ステップ S 3 1, S 3 2 の処理を通して、両方の k 空間 $K_{s_y s}$ 及
び $K_{d i a}$ が全てデータで埋まる。

この後、演算ユニット 10 は、収縮期用 k 空間 $K_{s_y s}$ 及び拡張期用 k
空間 $K_{d i a}$ に夫々、3次元フーリエ変換による画像再構成を行う（ステ
ップ S 3 3, S 3 4）。この結果、図 12 (a), (b) に示す如く
、収縮期における遅延時間 T_{DL1} の画像（収縮期画像） $IM_{s_y s}$ 及び拡
張期における遅延時間 T_{DL2} の画像（拡張期画像） $IM_{d i a}$ の 3 次元デ
ータが得られる。この画像データによれば、収縮期画像 $IM_{s_y s}$ には静
脈のみが映り込んでおり、動脈 AR は殆ど映っていない状態にある。
一方、拡張期画像 $IM_{d i a}$ には動脈 AR 及び静脈 VE が程度の差はあれ
、共に映り込んでいる。

そこで、演算ユニット 10 は、動脈相画像 IM_{AR} を得るため、差分
演算「 $IM_{d i a} - IM_{s_y s}$ 」を画素毎に行う（ステップ S 3 5）。ここ
で、 β は重付け係数である。これにより、図 12 に示す如く、重付け

係数 β を適宜に設定することにより、静脈 VE の画像データが殆ど零になり、動脈 AR のみが映った動脈相画像 IM_{AR} の 3 次元画像データが得られる。

さらに、静脈相画像 IM_{VE} を得るため、差分演算「 $IM_{dia} - IM_{AR}$ 」を画素毎に行う（ステップ $S36$ ）。画像データ IM_{AR} は上述の重付け差分により演算された画像データである。これにより、図 13 に示す如く、動脈 AR の画像データが殆ど零になり、静脈 VE のみが映った静脈相画像 IM_{VE} の 3 次元画像データが得られる。なお、この差分演算も重付け差分によって行ってもよい。

このように差分演算が終わると、演算ユニット 10 は、両方の動脈相画像 IM_{AR} 及び静脈相画像 IM_{VE} 夫々について、MIP（最大値投影）処理を行って、所望方向からそれらの血管を観測したときの 2 次元画像（例えばコロナル像）のデータを作成する（ステップ $S37$ ）。この動脈相及び静脈相の 2 次元画像は図 14 に示す如く、表示器 12 に表示されるとともに、それらの画像データは記憶ユニット 11 に格納される（ステップ $S38$ ）。

（1. 5）作用効果

以上説明したように、本実施例の MRI 装置によれば、1 心周期内の収縮期及び拡張期夫々に最適なスキャン開始タイミング（R 波からの遅延時間）が設定され、それらのタイミング夫々にて 1 スライスエンコードに対する収縮期及び拡張期の 2 ショットのスキャンが個別に順次実行される。しかも、1 心周期内の最初に行う収縮期用スキャンは、後続の拡張期用スキャンに時間的に掛からないようにデータ収集時間（エコー数）を短くし、そこで収集したエコーデータは収縮期用 k 空間内のコントラスト向上の観点で最も重要な低周波領域に配置する。収縮期用 k 空間の不足するデータは、比較的長めにエコー収集を行うことができる後続の拡張期用スキャンで得たデータをコピーして補う。また、収縮期用及び拡張期用夫々のスキャンはハーフフーリエ法を採用し、スキャン時間を極力短く設定している。

このため、通常、1スライスエンコードに対する収縮期用及び拡張期用の2ショットのスキャンは2心拍程度内に収まるので、これらのスキャンを順次交互に繰り返すことで、1回の息止め継続可能期間内に収縮期及び拡張期の血流のエコーデータを3次元スキャンにより各別に且つ最適タイミングで収集することができる。つまり、収縮期及び拡張期の血流の3次元データが1回の撮像で各別に且つ最適タイミングで収集される。この収集データは前述した如く再構成及び差分処理に付されて動脈相画像及び静脈相画像が提供される。

したがって、本実施例によれば、収縮期及び拡張期について個別にイメージングスキャンを行う（つまり合計2回の撮像を行う）必要が無く、1回の撮像で済む。それゆえ、撮像時間が大幅に少なくて済み、患者スループットが上がる。とくに、かかる撮像時間の短縮効果は3次元撮像のときに顕著になる。また、患者の体動等に因るミスレジストレーションを大幅に減らすことができるので、提示される画像の画質も良くなる。さらに、1回の撮像で収集された2時相のエコーデータから動脈相及び静脈相を分離した血流像（MRA像）を得ることができるので、撮像効率が良く、また、提供される血流情報も豊富になる。

また、ECG-prepスキャンによって収縮期及び拡張期に対する最適なECG同期タイミングを予め設定しているので、収縮期及び拡張期の各時相において狙った血流を確実に捕捉することができる。これにより、エコー信号強度が高く、S/Nのより優れた、そして血流コントラストの良い血流像が得られる。また一方では、心電同期タイミングの事前の最適設定により、撮像のやり直しを行う必要も殆ど無くなり、操作者の操作上の負担や患者の体力的、精神的負担も軽減される。

また、繰返し時間TRおよびエコー間隔を短く設定するとともに、位相エンコード方向を血管走行方向にほぼ一致させ、かつ、スライス方向を患者の前後方向にとることができるので、TOF法などのよう

な血流と垂直に撮影する手法と比較して、全体のスキャン時間が短くて済む。さらに、スライス方向の撮像範囲を短縮できる分、スライスエンコードの印加回数が少なく済み、撮像全体の時間が従来のTOF法や位相エンコード法に比べて大幅に短縮される。これにより、患者の負担も少なく、患者スループットも上がる。

さらに、造影剤を投与しなくても済むので、非侵襲に撮像でき、この点からも患者の精神的、体力的な負担が著しく軽くなる。同時に、造影効果のタイミングを計る必要があるなど、造影法固有の煩わしさからも解放されるとともに、造影法と違って、必要に応じて繰返し撮像が可能になる。

さらに、位相エンコード方向を血管の走行方向と一致又は略一致させているので、ピクセルのぼけ (blurring) を積極的に利用でき、これにより、血管の走行方向の描出能にも優れている。撮像部位の血管走行方向に応じて位相エンコード方向を変えることで、多様な部位に容易に対処できる。

また、高速SE系のパルスシーケンスを使用しているので、サスzeptorビリティや形態の歪みの点での優位性も当然に享受することができる。

(1. 6) 第1の実施例の変形例

なお、本発明は、上述した実施例記載の構成に限定されるものではなく、さらに各種の変形構成や応用が可能である。

例えば、上述した実施例では、動脈相画像及び静脈相画像の両方を提示するようにしたが、これについては、動脈相画像のみを差分演算し、表示するようにしてもよい。すなわち、図11のステップS36における静脈相画像に対する差分演算を省くことができる。反対に、動脈相及び静脈相の画像の差分演算を共に行うものの、表示する画像は動脈相画像のみであってもよい。

また、前述した実施例にあつては、収縮期用及び拡張期用のスキャン夫々に対して、ハーフフーリエ法を適用したスキャン法を採用した

が、このハーフフーリエ法は必ずしも採用しなくてもよい。その場合、拡張期用スキャンにより k 空間をフルにデータ収集し、そのスライスエンコード方向両端の高周波領域のエコーデータを収縮期用 k 空間の対応領域に夫々コピーするとよい。

さらに、前述した実施例は 3 次元スキャンで行う場合を説明したが、これは 2 次元スキャンの撮像であっても同様に適用できる。採用するパルスシーケンスも、F A S E 法に限らず、F S E 法や E P I 法を採用してもよい。

さらに、前述した実施例のエコーデータの後処理は、エコーデータを一度、実空間の画像データに変換し、この後で差分演算を行って動脈相及び静脈相の画像を得るように構成しているが、かかる差分演算を、マトリクスサイズが同じ k 空間 K_{sys} , K_{dia} 上のエコーデータのままで行い、その差分結果であるエコーデータを再構成して血流画像を得るようにしてもよい。

また、動脈相及び／又は静脈相の画像を得るには、本発明のように異なる 2 時相で収集したデータ間で差分する手法に限らず、異なるエコー間隔の画像間で差分する手法や、異なる実効 T E 時間の画像間で差分する手法を採用してもよい。エコー間隔が異なると、血流速に対する検出感度が変わり、動静脈間で血流速の違いを反映したエコーデータをそれぞれ収集でき、したがって、前述と同様の差分によってそれぞれの血流を画像化できる。また、実効 T E 時間が異なると、異なる T 2 値を持つ動静脈を差別化した状態でエコーデータをそれぞれ収集でき、したがって、前述と同様の差分によってそれぞれの血流を画像化できる。

(2) 第 2 の実施例

本発明の第 2 の実施例を前述した図面及び図 15 ～ 22 に基づき説明する。

この第 2 の実施例に係る M R イメージングは、読出し傾斜磁場パル

ス G_R にディフェーズパルス又はリフェーズパルスを付加して、下肢血管などの低速の血流を描出することを特徴とする。なお、この実施例で用いるMRI装置のハードウェア構成及びECG-prepスキャンは、前述した実施例と同一又は同等である。

(2. 1) イメージングスキャン

この実施例では、図15に示す如く、ECG-prepスキャンに続いて、このスキャンで定めた2つの同期タイミング各々に基づき、合計2回のイメージングスキャンが心電同期法に従って実行される。

この2回のイメージングスキャン（つまり、2回の撮像）の動作を、図16～20を参照して説明する。

ホスト計算機6は、図示しない所定のメインプログラムを実行し、その一環として、入力器13からの操作情報に応答して図16に示す各回のイメージングスキャンの処理を実行する。

いま、第1回目のイメージングスキャン（撮像）が収縮期に割り当てられているとする。この場合、ホスト計算機6は、最初に、前述したECG-prepスキャンを通して操作者が決めた収縮期用の最適な遅延時間 T_{DL} （ $=T_{DL1}$ 又は $T_{DL2} > T_{DL1}$ ）を例えば入力器13を介して入力する（ステップS70）。

次いで、ホスト計算機6は操作者が入力器13から指定したスキャン条件（読出し傾斜磁場パルスの印加方向、画像サイズ、スキャン回数、スキャン間の待機時間、スキャン部位に応じたパルスシーケンスなど）及び画像処理法の情報（MIP処理、差分処理など。差分処理の場合には、単純差分、重み付け差分処理、加算処理のいずれかなど。）を入力し、遅延時間 T_{DL} を含むそれらの情報を制御データに処理し、その制御データをシーケンサ5および演算ユニット10に出力する（ステップS71）。

次いで、スキャン前の準備完了の通知があったと判断できると（ステップS72）、第1の実施例と同様に、息止め開始の指令（ステップS73）、スキャン開始の指令（ステップS74）、スキャン完了

の判定（ステップS 7 5）、息止め解除指令（ステップS 7 6）、及び画像処理及び表示の指令（ステップS 7 6）が順に行われる。

ステップS 7 4では、具体的には、ホスト計算機6によりシーケンサ5に第1回目（又は第2回目）のイメージングスキャン開始が指令される。

シーケンサ5は、このイメージングスキャン開始の指令を受けると（図17、ステップS 7 4-1）、ECG信号の読み込みを開始し（ステップS 7 4-2）、ECG信号におけるR波（参照波形）のピーク値の所定n回目の出現を、そのピーク値に同期させたECGトリガ信号から判断する（ステップS 7 4-3）。所定n回目のR波が出現すると、設定した遅延時間 T_{DL1} だけ待機する処理を行う（ステップS 7 4-4）。

この最適な遅延時間 T_{DL1} （又は T_{DL2} ）が経過した時点が最適な心電同期タイミングであるとして、シーケンサ5は第1回目のイメージングスキャンを実行する（ステップS 7 4-5）。具体的には、既に記憶していたパルスシーケンス情報に応じて送信器8Tおよび傾斜磁場電源4を駆動し、例えば3次元FASE法のパルスシーケンスに基づく第1回目のイメージングスキャン（撮像）が図18A、18Cに示す如く心電同期で実行される（同図18Cにおいて位相エンコード方向傾斜磁場の図示は省略されている）。

このパルスシーケンスによれば、読出し傾斜磁場パルス G_R の印加方向ROは、例えば図20に示すように、撮像目的の血流（動脈AR、静脈VE）の流れる方向にほぼ一致するように設定されている。

また、このパルスシーケンスに含まれる読出し傾斜磁場パルス G_R は図18C及び図19A、19Bに示す如く、エコー信号を収集する周波数エンコード用のパルス本体 P_{body} と、このパルス本体 P_{body} の時間的前後に連続的に付加された制御パルスとしての2つのディフェーズパルス $P_{dephase}$ とから成る。このディフェーズパルス $P_{dephase}$ は、周波数エンコード用のパルス本体 P_{body} と同極性になっており

、これにより、移動している磁化スピに対してそのディフェーシングを促進する機能を有する。

なお、ディフェーズパルス P_{dephase} は、殆ど移動していない磁化スピには殆どディフェーズ機能を発揮しない。このため、読出し傾斜磁場パルス G_R は、撮像目的の流体（血液やリンパ液）の動きの方向にほぼ一致して印加されることが重要である。

好適には、ディフェーズパルス P_{dephase} は、撮像対象である流体としてのリンパ液や血流の速度に応じて強度が変更又は制御可能になっている。図 19 B には、この順に、ディフェーズパルス P_{dephase} の強度を下げる例を例示している。一般に、血流速度が大きくなるに従って、ディフェーズパルス P_{dephase} の強度を下げるように変更又は制御される。

なお、撮像対象とする流体（血流など）の速度が比較的高いときには、図 19 A, 19 C に示す如く、パルス本体 P_{body} の時間的前後に連続的に制御パルスとしての、合計 2 つのリフェーズパルス P_{rephase} が付加される。このリフェーズパルス P_{rephase} は、周波数エンコード用のパルス本体 P_{body} に対して極性が反対になっており、ディフェーズ過多を抑えるべく、磁化スピをリフェーズさせてアーチファクトを抑制する機能を有する。このリフェーズパルス P_{rephase} の強度も流速に応じて変更されることが好ましい。

この第 1 の実施例では、従って、第 1 回目及び第 2 回目（後述する）のイメージングスキャンの両方において、読出し傾斜磁場パルス G_R にはディフェーズパルス P_{dephase} 又はリフェーズ P_{rephase} が付加される。

このため、上述した 3 次元 FASE 法のパルスシーケンスが実行されることで、励起 90° RF パルス及びリフォーカス 180° RF パルスに付勢されたエコー信号が各スライスエンコード及び各位相エンコード毎に収集される。このエコー信号には、ディフェーズパルス P_{dephase} に因る磁化スピの位相のディフェーズ作用又はリフェーズ P_{rephase}

phaseに因る磁化スピンの位相のリフェーズ作用が反映される。

このことは後述する表示動作と共に詳述するが、その概要を述べると以下のようなものである。

つまり、読出し傾斜磁場パルスの印加方向に沿って流れている流体にとって、ディフェーズパルス $P_{dephase}$ に因るディフェーズ効果はフローボイド (flow void) 効果の促進につながる。このため、エコー信号の強度はディフェーズパルスによって低下する。反対に、その方向に殆ど流れていない流体の場合、ディフェーズパルス $P_{dephase}$ に因るフローボイド効果の促進具合は低く、エコー信号の強度はそれほど低下しない。

リフェーズパルス $P_{rephase}$ の場合、そのリフェーズ作用により、流体の流れに応じてディフェージングの効きが抑制される。

上述したパルスシーケンスにおけるエコー間隔は 5 msec 程度に短縮される。これにより、最初のスライスエンコード量 SE 1 の元、約 600 msec 程度のスキャン時間で、例えば図 20 に示す如く下肢に設定した 3 次元撮像領域 Rima からエコー信号が収集される。

この 1 つ目のスライスエンコードに拠るスキャンが終了すると、シーケンサ 5 は、最終スライスエンコードのスキャンが完了したかどうかを判断し (図 17、ステップ S 74-6)、この判断が NO (最終スライスエンコードに拠るスキャンが済んでいない) の場合、ECG 信号を監視しながら、例えば前回のイメージングスキャンに使用した R 波から例えば 2 心拍 (2 R-R) と、短めに設定した期間が経過するまで待機する (ステップ S 74-7)。なお、繰返し時間 TR は 4 心拍 (4 「R-R」) 以下に設定される。

このように例えば 2 「R-R」分に相当する期間待って、例えば 3 個目の R 波が出現すると (ステップ S 74-7, YES)、シーケンサ 5 は前述したステップ S 74-4 にその処理を戻す。これにより、その 3 個目の R 波ピーク値に同期した ECG トリガ信号から指定遅延時間 T_{DL1} が経過した時点で次のスライスエンコード量 SE 2 に基づく

スキャンが前述と同様に実行され、3次元撮像領域 R_{ima} からエコー信号が収集される（ステップS74-4, 5）。以下同様に、最終のスライスエンコード量 SE_n （例えば $n=8$ ）までエコー信号が収集される。

スライスエンコード量 SE_n に拠る最終回のスキャンが終わると、ステップS74-6における判断がYESとなり、シーケンサ5からホスト計算機6に1回目（又は2回目の）イメージングスキャンの完了通知が出力される（ステップS74-8）。これにより、処理がホスト計算機6に戻される。

このようにして、2「R-R」毎に心電同期による第1回目（又は第2回目）のイメージングスキャン（撮像）が例えば3D-FASE法に基づき実行される。

患者Pから発生するエコー信号は、スライス傾斜磁場パルス G_s が供するスライスエンコード毎に、RFコイル7で受信され、受信器8Rに送られる。受信器8Rはエコー信号に各種の前処理を施し、デジタル量に変換する。このデジタル量のエコーデータはシーケンサ5を通して演算ユニット10に送られ、メモリで形成される3次元k空間のエンコード量に応じた位置に配置される。

次いで、図2に示す如く、適宜な時間を空けて、拡張期に対する第2回目のイメージングスキャン（撮像）が1回目と同様に行われる。但し、第2回目の場合、前述したECG-prepスキャンを通して予め設定されていた拡張期の所定時相を決める最適遅延時間 T_{DL2} が読み込まれ（図16、ステップS70、S71）、この遅延時間 T_{DL2} に基づく心電同期がとられる（図17、ステップS74-4）。

このため、第2回目のイメージングスキャンの場合、図18B、18Cに示す如く、R波ピークから遅延時間 T_{DL2} だけ遅延させた拡張期の同期タイミングで各位相エンコード量 SE に拠る3次元FASE法のスキャンが実行される。この場合も、読出し傾斜磁場パルス G_R の印加方向は、血流などの撮像流体の動きの方向に殆ど一致させる。また

、読出し傾斜磁場パルス G_R には、磁化スピンの挙動（ディフェーズ又はリフェーズ）を制御する制御パルス（ディフェーズパルス $P_{dephase}$ 又はリフェーズパルス $P_{rephase}$ ）が付加されている。

従って、第2回目のイメージングスキャンによって、第1回目と同様に、読出し傾斜磁場パルス G_R に付加したディフェーズパルス $P_{dephase}$ 又はリフェーズパルス $P_{rephase}$ のスピン制御機能を反映させた拡張期の画像データが得られる。

（2. 2）データ処理及び画像表示

このようにエコーデータの収集が終わると、ホスト計算機6は演算ユニット10に、図21に示す処理を実行させる。

同図に示す如く、演算ユニット6はホスト計算機6からの指令に回答して、収縮期用 k 空間及び拡張期用 k 空間の両方にハーフフーリエ法に基づくエコーデータの演算をさせる（ステップS81）。つまり、エコーデータを収集していなかった k 空間の残り領域のデータを複素共役関係により演算し、これを配置する。これにより、両方の k 空間が全てエコーデータで埋まる。

この後、演算ユニット10は、収縮期用 k 空間及び拡張期用 k 空間のエコーデータを夫々、3次元フーリエ変換して画像再構成を行う（ステップS82, S83）。この結果、前述した図12A, 12Bに同様に、収縮期における遅延時間 T_{DL1} の時相の画像（収縮期画像） IM_{sys} 及び拡張期における遅延時間 T_{DL2} の時相の画像（拡張期画像） IM_{dia} の3次元データが得られる。

この画像データによれば、収縮期画像 IM_{sys} には静脈 VE のみが映り込んでおり、動脈 AR は殆ど映っていない状態にある。一方、拡張期画像 IM_{dia} には動脈 AR 及び静脈 VE が程度の差はあれ、共に映り込んでいる。

ここで、このような収縮期画像 IM_{sys} 及び拡張期画像 IM_{dia} が得られる原理を、前述した読出し傾斜磁場 G_R の印加方向及びディフェーズパルス $P_{dephase}$ の機能から以下に詳述する。

読出し傾斜磁場パルスの印加方向に流れている血流などの成分の磁化スピンの位相は、ディフェーズパルスに拠って更にばらけ易くなる。つまり、流れている成分にとっては、流れていること自体に因るフローボイド (flow void) 効果が促進されたことと等価である。反対に、リフェーズパルスに拠って、かかる血流などの磁化スピンの位相にはリフェーズ機能が作用する。

例えば、被検体の下肢を例にとる。下肢の場合、収縮期における動脈でも通常、 1 cm/s 以下の低い流速であり、収縮期における静脈及び拡張期における動脈及び静脈にいたっては殆ど動いていないかと思なせる程の低流速である。この下肢に対して、図 18 C に示すように、ディフェーズパルス P_{dephase} を付加した読出し傾斜磁場パルス G_R を用いて収縮期と拡張期の所望時相夫々でイメージングスキャン (撮像) が行われる。

これらのイメージングスキャンによって動静脈の磁化スピンの励起され、エコー信号が収集される。このとき、動脈及び静脈の流速が若干でも互いに異なるので、この流速の相違がリフェーズパルスに拠るフローボイド効果の促進具合に反映され、エコー信号の信号値の相対的な変化として現れる。

具体的には、収縮期は以下のようなものである。静脈は極めてゆっくり流れるので、ディフェーズパルスによって若干のエコー信号低下はあるものの、フローボイド効果は少なく、比較的高い信号値でブライトブラッド (bright blood) に描出される。これに対して、収縮期の動脈は静脈よりは大きい流速で流れるので、ディフェーズパルスに拠るフローボイド効果の促進具合が静脈のそれよりも大きい。これにより、動脈の信号値低下は大きく、ブラックブラッド (black blood) に描出される。この状態は前述した図 12 (a) と同様に模式的に表される。なお、同図ではハッチング部分をブライトブラッドとし、点線部分をブラックブラッドとしている。

一方、拡張期の場合、動脈及び静脈共に極めて低い流速でしか動い

ていないので、動脈及び静脈共に、ディフェーズパルスに因る若干の信号値低下はあるものの、ブライトブラッドに描出される。この状態は前述した図12(b)と同様に模式的に表される。

図21の説明に戻ると、演算ユニット10は、動脈相画像 IM_{AR} を得るため、収縮期画像 IM_{sys} 及び拡張期画像 IM_{dia} について、差分演算「 $IM_{dia} - \beta \cdot IM_{sys}$ 」を画素毎に行う(ステップS84)。ここで、 β は重付け係数である。これにより、前述した図12(c)と同様に、重付け係数 β を適宜に設定することにより、静脈VEの画像データが殆ど零になり、動脈ARのみが映った動脈相画像 IM_{AR} の3次元画像データが得られる。

さらに、静脈相画像 IM_{VE} を得るため、差分演算「 $IM_{dia} - IM_{AR}$ 」を画素毎に行う(ステップS85)。画像データ IM_{AR} は上述の重付け差分により演算された画像データである。これにより、前述した図13と同様に、動脈ARの画像データが殆ど零になり、静脈VEのみが映った静脈相画像 IM_{VE} の3次元画像データが得られる。なお、この差分演算も重付け差分によって行ってもよい。

このように差分演算が終わると、演算ユニット10は、両方の動脈相画像 IM_{AR} 及び静脈相画像 IM_{VE} 夫々について、MIP(最大値投影)処理を行って、所望方向からそれらの血管を観測したときの2次元画像(例えばコロナル像)のデータを作成する(ステップS86)。

この動脈相及び静脈相の2次元画像 IM_{AR} 及び IM_{VE} は例えば図22に示す如く、表示器12に表示されるとともに、それらの画像データは記憶ユニット11に格納される(ステップS87)。

なお、この表示に際し、動脈相画像 IM_{AR} 及び静脈相画像 IM_{VE} に加えて、収縮期画像 IM_{sys} 及び拡張期画像 IM_{dia} を同一画面に又は別体モニタの画面に表示するようにしてもよい。

(2.3) 効果

以上説明したように、本実施例のMRI装置では、イメージングス

キャン時に、読出し傾斜磁場パルス G_R を下肢血管などに見られる低流速の流体（血流など）の流れ方向にほぼ合わせて印加している。しかも、同時に、傾斜磁場パルス G_R にディフェーズパルス $P_{dephase}$ 又はリフェーズパルス $P_{rephase}$ を付加している。

これにより、流れている流体及びそれよりも低い速度でしか流れていない流体の間の相対的な信号値差を、ディフェーズパルス $P_{dephase}$ 又はリフェーズパルス $P_{rephase}$ で増大させることができる。そこで、例えばディフェーズパルスを用いた場合、流れ速度が腹部や胸部よりも低い下肢の血管であっても、かかる相対的な信号値差から図22に示す如く、動静脈を明瞭に分離し且つ高い描出能で表示させることができる。

このように、動静脈間の信号値に相対的な差を与えるために、読出し傾斜磁場パルスの印加方向を流れの方向に合せて、且つ、磁化スピンのディフェーズやリフェーズを積極的に利用してフローボイド効果を制御する手法は、本発明者によって初めて開発された新規な手法である。

また、本実施例では、ECG-prepスキャンによって収縮期及び拡張期に対する最適なECG同期タイミングを予め設定しているので、収縮期及び拡張期の各時相において狙った血流を確実に捕捉することができる。さらに、心電同期タイミングの事前の最適設定により、撮像のやり直しを行う必要も殆ど無くなり、操作者の操作上の負担や患者の体力的、精神的負担も軽減される。

また、スライス方向又はスライスエンコード方向を患者の上下方向以外の方向にとることができるので、TOF法などのような血流と垂直な上下方向に撮影する手法と比較して、全体のスキャン時間が短くて済む。これにより、患者の負担も少なく、患者スループットも上がる。

さらに、造影剤を投与しなくても済むので、非侵襲に撮像でき、この点からも患者の精神的、体力的な負担が著しく軽くなる。同時に、

造影効果のタイミングを計る必要があるなど、造影法固有の煩わしさからも解放されるとともに、造影法と違って、必要に応じて繰返し撮像が可能になる。

(第2の実施例の変形例)

上述した実施例にあっては、第1回目及び第2回目のイメージングスキャン共に、その読出し傾斜磁場パルス G_R にディフェーズパルス $P_{dephase}$ 又はリフェーズパルス $P_{rephase}$ を付加する態様で説明した(図18A~18C参照)。

この態様に対する変形例として、拡張期の時相で行う第1回目のイメージングスキャンに図23Aに示す如くディフェーズパルス $P_{dephase}$ を付加し、一方、収縮期の時相で行う第2回目のイメージングスキャンに同図Bに示すリフェーズパルス $P_{rephase}$ を付加するようにしてもよい。

つまり、収縮期及び拡張期の別に応じて、磁化スピンの挙動を付加的に制御する制御パルスの種類を変えるのである。これにより、拡張期にリフェーズ(フローコンペンセーション)の効果を反映させて信号値を増大させ、S/Nを向上させることができる。

(第3の実施例)

次に、本発明に係る第3の実施例を、前述した図面及び図24~26に基づいて説明する。なお、この実施例で使用するMRI装置のハードウェア構成は、第1、2の実施例のものと同一又は同等である。

第3の実施例では、第2の実施例で実行していた第1回目及び第2回目の2回のイメージングスキャンを1回のイメージングスキャンで実行するとともに、心周期の収縮期及び拡張期に合わせて前述したディフェーズパルス及びリフェーズパルスを使い分けした構成に関する。

いま、低速度の流体として、下肢の動静脈の分離画像を得るものとする。前述した図2に記載のシーケンスと同様に、最初にECG-prepスキャンが行われ、次いで1回のイメージングスキャンが心電

同期法の元で実行される。ECG-prep スキャンは第1、2の実施例で説明した手法で行われ、これにより、収縮期及び拡張期で最も描出能を提供する、R波からの遅延時間 T_{DL1} 及び T_{DL2} が夫々設定される。

次いで、この遅延時間 T_{DL1} 及び T_{DL2} に基づく心電同期法に拠るイメージングスキャンが1回の撮像として実行される。このイメージングスキャンの手順は前述した図24、25と同様であり、このスキャンに使用するパルスシーケンスを図26に例示する。

(3.1) イメージングスキャン

ホスト計算機6は、図示しない所定のメインプログラムを実行している中で、その一環として、入力器13からの操作情報に応答して、前述した図24、25に示す処理を実行する。

これを詳述すると、ホスト計算機6は、最初に、前述したECG-prep スキャンを通して操作者が決めた最適な2つの遅延時間 T_{DL} （つまり、収縮期の最適遅延時間 T_{DL1} 及び拡張期の最適遅延時間 T_{DL2} （ $> T_{DL1}$ ））を例えば入力器13を介して入力する（ステップS120）。この最適遅延時間 T_{DL1} 及び T_{DL2} の情報は予め例えば記憶ユニット11内に記憶させておいてもよい。

次いで、ホスト計算機6は、スキャン条件及び画像処理法の情報を入力し、遅延時間 T_{DL1} 及び T_{DL2} を含むそれらの情報を制御データに処理し、その制御データをシーケンサ5および演算ユニット10に必要な応じて出力する（ステップS121）。

次いで、ホスト計算機6により、第1の実施例と同様に、スキャン前の準備完了が判断されると、息止め開始が指令され、イメージングスキャン開始が指令される（ステップS123～S124）。

シーケンサ5は、イメージングスキャン開始の指令を受けると（図25：ステップS124-1）、ECG信号の読み込みを開始し（ステップS124-2）、ECG信号におけるR波（参照波形）のピーク値の所定n回目の出現を、そのピーク値に同期させたECGトリガ

信号から判断する（ステップS 1 2 4 - 3）。

所定 n 回目の R 波が出現すると、最初に、収縮期の特定時相用に設定した遅延時間 T_{DL1} だけ待機する処理を行う（ステップS 1 2 4 - 4）。

この最適な遅延時間 T_{DL1} が経過した時点が最適な心電同期タイミングであるとして、シーケンサ 5 は収縮期に対するスキャンを実行する（ステップS 1 2 4 - 5）。

具体的には、既に記憶していたパルスシーケンス情報に応じて送信器 8 T および傾斜磁場電源 4 を駆動し、例えば 3 次元 FASE 法のパルスシーケンスに基づく 1 回目のスライスエンコード量 $SE1$ の元で第 1 のスキャン SN_{sys1} が図 2 6 に示す如く心電同期法により実行される。

この第 1 のスキャン SN_{sys1} では、読出し傾斜磁場パルス G_R は下肢の動静脈にほぼ沿った体軸方向に印加される。また、この読出し傾斜磁場パルス G_R には、磁化スピンの位相を分散させるディフェーズパルス $P_{dephase}$ が図示の如く、時間的に連続して前後に付加されている。また、このパルスシーケンスにおけるエコー間隔は 5 msec 程度に短縮される。

なお、この収縮期に対する第 1 のスキャン SN_{sysn} に使用するパルスシーケンスは、図 2 6 に示す如く、エコー数が短く設定され、スキャン開始から 1 心拍内の僅かな時間で終わるようになっている。エコー数は、前述した図 9 に模式的に示す如く、 k 空間の位相エンコード ke 方向の中心部（低周波領域）のみに配置するエコーデータをスライスエンコード量毎に収集するに足りるように設定されている。このため、拡張期に対する第 2 のスキャン SN_{dian} は、図 2 6 に示す如く、収縮期に対する第 1 のスキャン SN_{sysn} と同一心拍内に開始できるようになっている。また、収縮期用 k 空間（第 1 の k 空間） K_{sys} において不足するエコーデータは、後述する拡張用 k 空間（第 2 の k 空間） K_{dia} からのコピー及びハーフフーリエ法に拠る演算によって求めら

れる。

これにより、最初のスライスエンコード量 SE_1 の元、約数百 msec 程度の短いスキャン時間で、下肢に設定した 3 次元撮像領域 R_{ima} (図 20 参照) からエコー信号が収集される。

次いで、シーケンサ 5 は、拡張期におけるスキャン制御に移行する。具体的には、拡張期の特定時相用に設定した遅延時間 T_{DL2} だけ待機する処理を行う (ステップ S_{124-6})。

この最適な遅延時間 T_{DL2} が経過した時点が最適な心電同期タイミングであるとして、シーケンサ 5 は拡張期に対する第 2 のスキャンを実行する (ステップ S_{124-7})。具体的には、既に記憶していたパルスシーケンス情報に応じて送信器 8 T および傾斜磁場電源 4 を駆動し、例えば 3 次元 FASE 法のパルスシーケンスに基づく 1 回目のスライスエンコード量 SE_1 の元で第 2 のスキャン SN_{dia1} が図 26 に示す如く心電同期法により実行される。

この第 2 のスキャン SN_{dia1} においても、読出し傾斜磁場パルス G_R は下肢の動静脈にほぼ沿った体軸方向に印加される。また、この読出し傾斜磁場パルス G_R には、磁化スピンをリフェーズさせるリフェーズパルス $P_{rephase}$ が図示の如く、時間的に連続して前後に付加されている。また、このパルスシーケンスにおけるエコー間隔も 5 msec 程度に短縮される。

なお、この拡張期における第 2 のスキャン SN_{dia1} に使用するパルスシーケンスは、図 26 に示す如く、収縮期よりは多いが、ハーフフーリエ法を併用する分、 k 空間全部に充填するエコー数よりも少ないエコー数を収集するように設定されている。エコー数は、 k 空間の位相エンコード k_e 方向の中心部 (低周波領域) 及びその一方の端部 (高周波) のみに配置するエコーデータをスライスエンコード量毎に収集するに足りるように設定されている。拡張期用 k 空間 K_{dia} において、不足するエコーデータは後述するようにハーフフーリエ法に拠って演算により求められる。この拡張期におけるスキャン SN_{dia1} は、図

26に示す如く、通常、次の心拍まで跨ってスキャンされる。

これにより、最初のスライスエンコード量 SE_1 の元、約600 msec程度のスキャン時間で、下肢に設定した3次元撮像領域 R_{ima} （図20参照）からエコー信号が収集される。

これらの1回目のイメージングスキャンが終了すると、シーケンサ5は、最終のスキャンが完了したかどうかを判断し（ステップS124-8）、この判断がNO（最終スキャンが済んでいない）の場合、ECG信号を監視しながら、例えばイメージングスキャンに使用したR波から例えば2心拍（2「R-R」）と、短めに設定した期間が経過するまで待機し、静止している実質部のスピンの縦磁化の回復を積極的に抑制する（ステップS124-9）。

このように例えば2R-R分に相当する期間待って、例えばスキャン開始から3個目のR波が出現すると（ステップS124-9, YES）、シーケンサ5は前述したステップS124-4にその処理を戻す。

これにより、その3個目のR波ピーク値から遅延時間 T_{DL1} が経過した時点で次のスライスエンコード量 SE_2 に応じて2回目の収縮期に対する第1のスキャン SN_{sys2} が前述と同様に実行され、3次元撮像領域 R_{ima} からエコー信号が収集される（ステップS124-4, 5）。さらに、3個目のR波ピーク値から遅延時間 T_{DL2} が経過した時点でスライスエンコード量 SE_2 に応じて2回目の拡張期に対する第2のスキャン SN_{dia2} が前述と同様に実行され、3次元撮像領域 R_{ima} からエコー信号が収集される（ステップS124-6, 7）。

以下同様に、最終のスライスエンコード量 SE_n （例えば $n=8$ ）までエコー信号が収縮期及び拡張期それぞれに対して収集される。

スライスエンコード量 SE_n での最終回のスキャン SN_{sysn} , SN_{dian} が終わると、ステップS124-8における判断がYESとなり、シーケンサ5からホスト計算機6にイメージングスキャンの完了通知が出力される（ステップS124-10）。これにより、処理がホ

スト計算機 6 に戻される。

ホスト計算機 6 は、シーケンサ 5 からのスキャン完了通知を受けると（図 2 4：ステップ S 1 2 5）、息止め解除の指令を音声発生器 1 6 に出力する（ステップ S 1 2 6）。

したがって、図 2 6 に模式的に示す如く、1 回のイメージングスキャン（撮像）の中で、例えば 2 R-R 毎に、収縮期及び拡張期に対する心電同期スキャンが例えば 3 D-F A S E 法により n 個のスライスエンコード量に対して実行される。

患者 P から発生したエコ信号は、第 2 の実施例と同様にデジタル量のエコーデータに変換される。このエコーデータはシーケンサ 5 を通して演算ユニット 1 0 に送られ、メモリで形成される収縮期及び拡張期用の 3 次元 k 空間 $K_{s_y s}$ 及び $K_{d i a}$ 夫々に位相エンコード量及びスライスエンコード量に対応して配置される。

（3. 2）データ処理及び画像表示

このようにエコーデータ収集が終わると、ホスト計算機 6 は演算ユニット 1 0 に、前述した図 1 1 に示す処理を実行するように指令する。

図 1 1 に示す如く、演算ユニット 6 はホスト計算機 6 からの指令に応答して、収縮期用 k 空間 $K_{s_y s}$ 及び拡張期用 k 空間 $K_{d i a}$ における全データ配置を完成させる。

この後、演算ユニット 1 0 は、収縮期用 k 空間 $K_{s_y s}$ 及び拡張期用 k 空間 $K_{d i a}$ に夫々、3 次元フーリエ変換による画像再構成を行う。この結果、前述した図 1 2（a）、（b）に示す如く、収縮期における遅延時間 T_{DL1} の画像（収縮期画像） $I M_{s_y s}$ 及び拡張期における遅延時間 T_{DL2} の画像（拡張期画像） $I M_{d i a}$ の 3 次元データが得られる。この画像データによれば、収縮期画像 $I M_{s_y s}$ には静脈 V E のみが映り込んでおり、動脈 A R は殆ど映っていない状態にある。一方、拡張期画像 $I M_{d i a}$ には動脈 A R 及び静脈 V E が程度の差はあれ、共に映り込んでいる。

そこで、演算ユニット10により、差分演算「 $IM_{dia} - \beta \cdot IM_{ys}$ 」による動脈相画像 IM_{AR} の生成、差分演算「 $IM_{dia} - \cdot IM_{AR}$ 」による静脈相画像 IM_{VE} の生成、動脈相画像 IM_{AR} 及び静脈相画像 IM_{VE} 夫々のMIP（最大値投影）処理、及び、動脈相及び静脈相の2次元画像表示及び画像データの格納が順次実行される。

（3. 3）作用効果

以上説明したように、本実施例のMRI装置では、イメージングスキャン時に、読出し傾斜磁場パルス G_R を下肢血管の流れ方向にほぼ合わせて印加するとともに、収縮期に印加する傾斜磁場パルス G_R にディフェーズパルス $P_{dephase}$ を付加し、また拡張期に印加するそれにリフェーズパルス $P_{rephase}$ をそれぞれ付加している。

これにより、第2の実施例で説明した磁化スピンの挙動制御と同様に、収縮期に流れている、特に動脈にフローボイドの促進効果を与えて信号値を下げることができ、一方、拡張期の動脈及び動脈の流れには積極的にフローコンペンセーションの効果を与えることができる。

従って、流れている血流及びそれよりも低い速度でしか流れていない血流の間の相対的な信号値差を、ディフェーズパルス及びリフェーズパルスで顕著にし、流れ速度が腹部や胸部よりも低い下肢の血管であっても、かかる相対的な信号値差に基づいて動静脈を明瞭に分離し且つ高い描出能で表示させることができる。

また、本実施例のMRI装置によれば、1心周期内の収縮期及び拡張期夫々に最適なスキャン開始タイミング（R波からの遅延時間）が設定される。そして、1スライスエンコードに対する収縮期及び拡張期の2ショットのスキャンが、1回のイメージングスキャンの中で順次、交互に実行される。しかも、1心周期内の最初に行う収縮期用スキャンは、後続の拡張期用スキャンに時間的に掛からないようにデータ収集時間（エコー数）を短くし、そこで収集したエコーデータは収縮期用k空間内のコントラスト向上の観点で最も重要な低周波領域に配置する。収縮期用k空間の不足するデータは、比較的長めにエコー

収集を行うことができる後続の拡張期用スキャンで得たデータをコピーして補う。また、収縮期用及び拡張期用夫々のスキャンはハーフフーリエ法を採用し、スキャン時間を極力短く設定している。

このため、通常、1スライスエンコードに対する収縮期用及び拡張期用の2ショットのスキャンは2心拍程度内に収まる。そこで、これらのスキャンを順次交互に繰り返すことで、1回の撮像における1回の息止め継続可能期間内に収縮期及び拡張期の血流のエコーデータが収集される。つまり、収縮期及び拡張期の血流の3次元データが1回の撮像で各別に且つ最適タイミングで収集される。

従って、収縮期及び拡張期について個別にイメージングスキャンを行う（つまり合計2回の撮像を行う）必要が無く、1回の撮像で済む。それゆえ、撮像時間が大幅に少なくて済み、患者スループットが上がる。とくに、かかる撮像時間の短縮効果は3次元撮像のときに顕著になる。また、患者の体動等に因るミスレジストレーションを大幅に減らすことができるので、提示される画像の画質も良くなる。さらに、1回の撮像で収集された2時相のエコーデータから動脈相及び静脈相を分離した血流像（MRA像）を得ることができるので、撮像効率が良く、また、第3の実施例によれば、第2の実施例で得られたその他の作用効果も同様に享受できる。

（第3の実施例の変形例）

上述した第3の実施例における第1回目及び第2回目のイメージングスキャンにあっては、図26に示す如く、収縮期用の読出し傾斜磁場パルスにディフェーズパルスを付加し、拡張期用の読出し傾斜磁場パルスにリフェーズパルスを付加していた。これに対して、収縮期用及び拡張期用の読出し傾斜磁場パルスに共に、ディフェーズパルスのみを付加してもよい。これにより、第2の実施例（図18A～18C参照）のときと同様に、時相毎に異なる血流速度に起因したフローボイド効果の促進具合を信号値の強度に反映させることができ、動静脈の分離を確実に行うことができる。

(第1～3の実施例に共通の変形例)

さらに、第1～第3の実施例は各種の変形した構成で実施することができる。

例えば、上述した実施例では、動脈相画像及び静脈相画像の両方を提示するようにしたが、これについては、動脈相画像のみを差分演算し、表示するようにしてもよい。すなわち、図11のステップS36における静脈相画像に対する差分演算を省くことができる。反対に、動脈相及び静脈相の画像の差分演算を共に行うものの、表示する画像は動脈動画像のみであってもよい。

また、前述した各実施例にあっては、収縮期用及び拡張期用のスキャン夫々に対して、ハーフフーリエ法を適用したスキャン法を採用したが、このハーフフーリエ法は必ず採用しなくてもよい。その場合、拡張期用スキャンによりk空間をフルにデータ収集し、そのスライスエンコード方向両端の高周波領域のエコーデータを収縮期用k空間の対応領域に夫々コピーするとよい。

さらに、前述した実施例は3次元スキャンで行う場合を説明したが、これは2次元スキャンの撮像であっても同様に適用できる。採用するパルスシーケンスも、F A S E法に限らず、反転回復(I R)パルスを用いたF S E法やF A S E法のシーケンスを採用してもよい。

さらに、前述した実施例のエコーデータの後処理は、エコーデータを一度、実空間の画像データに変換し、この後で差分演算を行って動脈相及び静脈相の画像を得るように構成しているが、かかる差分演算を、マトリクスサイズが同じk空間 K_{sys} , K_{dia} 上のエコーデータのままで行い、その差分結果であるエコーデータを再構成して血流画像を得るようにしてもよい。

さらに、被検体の心拍を表す信号を検出する構成としては、前述したE C G信号を検出するものに変えて、例えば指先の脈波を光信号で検出するP P G(peripheral gating)と呼ばれる検出信号を用いるようにしてもよい。

さらに、前述した各実施例及びその変形例に係るMRI装置は2つの心時相の画像データから1つの画像データを作成する構成にしているが、本発明の別の態様によれば、必ずしもこれに限定されない。例えば、ディフェーズパルスやリフェーズパルスを付加した読出し傾斜磁場パルスを流体（血液、リンパ液など）の流れの方向にほぼ一致させて印加し、心時相とは関係無く、1回のイメージングスキャンを行って単独の画像を得るようにしてもよい。この画像には、フローボイド効果の促進の程度を反映した流体がブライツ又はブラックに映り込むから、これにより、流体に関するフロー情報を与えることができる。

さらに、撮像対象となる流体の流れ速度に応じて前述したディフェーズパルスやリフェーズパルスの強度を制御する手段を設けることもできる。この手段は、例えば入力器13、ホスト計算機6、及び／又は記憶ユニット11から成る。オペレータが撮像部位及び流体を特定する情報を入力器13から入力すると、ホスト計算機6が記憶ユニット11に予め記憶させていたテーブル（流体毎のパルス強度を格納）を参照し、この参照結果に応じてディフェーズパルスやリフェーズパルスの強度をシーケンサ5に出力すればよい。また、オペレータが入力器13を介して直接にパルス強度を与えることもできる。

実施例の説明は以上の通りであるが、本発明は実施例記載の構成に限定されるものではなく、当業者においては、特許請求の範囲に記載の要旨を逸脱しない範囲で適宜に変更、変形可能なものであり、それらの構成も本発明に含まれる。

特許請求の範囲

1. 被検体の複数の異なる心時相を設定する時相設定手段と、この時相設定手段により設定された複数の異なる心時相夫々にてMR撮像用のスキャンを順次開始して複数組のエコーデータを収集するスキャン手段と、このスキャン手段により収集された複数組のエコーデータから前記被検体内の前記スキャン部位における流体及びその流体の影響を受ける実質部の内の一方の画像を生成する画像生成手段とを備えたことを特徴とするMRI装置。

2. 請求項1記載のMRI装置において、前記複数の異なる心時相は、前記被検体の心周期の収縮期と拡張期とに属する2時相であることを特徴とするMRI装置。

3. 請求項2記載のMRI装置において、前記スキャン手段は、前記収縮期内の前記時相で開始する第1のスキャンと、前記拡張期内の前記時相で開始する第2のスキャンとを同一スライス及び同一スライスエンコードの内の一方に対して別々のパルスシーケンスで実行する手段であることを特徴とするMRI装置。

4. 請求項3記載のMRI装置において、前記第1及び第2のスキャンはハーフフーリエ法に基づくスキャンであることを特徴とするMRI装置。

5. 請求項4記載のMRI装置において、前記第1のスキャンは、第1のk空間の位相エンコード方向における低周波領域を成す中心領域にエコーデータを配置するためのエコー信号を発生させるパルスシーケンスに拠るスキャンであり、

前記第2のスキャンは、第2のk空間の位相エンコード方向における低周波領域を成す中心領域と高周波領域を成す両端部の内の一方とにエコーデータを配置するためのエコー信号を発生させるパルスシーケンスに拠るスキャンである、ことを特徴とするMRI装置。

6. 請求項5記載のMRI装置において、前記画像生成手段は、前記第1のスキャンによりエコーデータが収

集される第 1 の k 空間及び前記第 2 のスキャンによりエコーデータが収集される第 2 の k 空間それぞれにて前記ハーフフーリエ法に応じてエコーデータを演算により生成し配置する演算手段と、前記第 1 の k 空間上で残っている未収集領域に前記第 2 の k 空間の対応する領域のエコーデータを複写する複写手段とを備えたことを特徴とする MRI 装置。

7. 請求項 6 記載の MRI 装置において、

前記画像生成手段は、前記第 1 の k 空間のエコーデータ及びその画像データの内の一方と前記第 2 の k 空間のエコーデータ及びその画像データの内の一方との間で演算を行って動脈相画像に関するエコーデータ及びその画像データの内の一方を得る動脈相画像生成手段を備えたことを特徴とする MRI 装置。

8. 請求項 7 記載の MRI 装置において、

前記動脈相画像生成手段により実行される演算は、差分演算、重付け差分演算、及び加算演算の内の 1 つであることを特徴とする MRI 装置。

9. 請求項 7 記載の MRI 装置において、

前記画像生成手段は、前記動脈相画像生成手段から得られた動脈相画像に関するエコーデータ及びその画像データの内の一方と前記第 2 の k 空間のエコーデータ及びその画像データの内の一方との間で差分演算を行って静脈相画像に関するエコーデータ及びその画像データの内の一方を得る静脈相画像生成手段を備えたことを特徴とする MRI 装置。

10. 請求項 1 に記載の MRI 装置において、

前記 MR 撮像用のスキャンは 2 次元スキャン及び 3 次元スキャンの内の一方であることを特徴とする MRI 装置。

11. 請求項 1 に記載の MRI 装置において、

前記スキャン手段は、前記 MR 撮像用のスキャンを FASE (Fast Asymmetric SE) 法、EPI (Echo Planar Imaging) 法、又は FSE

(Fast Spin Echo) 法に拠るパルスシーケンスで実行する手段であることを特徴とするMRI装置。

12. 請求項2に記載のMRI装置において、

前記時相設定手段は、前記被検体の心時相を表す信号を検出する検出手段と、この検出手段により検出される信号中に現れる周期的な心拍参照波からの異なる時刻にて前記被検体の撮像部位に準備用MRシーケンスを複数回実行して複数枚のMR画像を得る準備手段と、この準備手段により得られた複数枚のMR画像から前記2時相を決める手段とを備えたことを特徴とするMRI装置。

13. 請求項12に記載のMRI装置において、

前記心時相を表す信号は前記被検体のECG信号であり、前記心拍参照波はそのECG信号のR波であることを特徴とするMRI装置。

14. 被検体の複数の異なる心時相を設定し、この複数の異なる心時相夫々にてMR撮像用のスキャンを順次開始して複数組のエコーデータを収集し、この複数組のエコーデータから前記被検体のスキャン部位の流体及びその流体の影響を受ける実質部の内の一方向の画像を生成することを特徴とするMRIイメージング方法。

15. 請求項1に記載のMRI装置において、

前記スキャン手段は、前記流体の動き方向に印加方向を実質的に合わせた読出し傾斜磁場パルスを含むパルスシーケンスを実行する手段を有するMRI装置。

16. 請求項15に記載のMRI装置において、

前記読出し傾斜磁場パルスは、前記エコー信号を読み出すためのパルス本体と、このパルス本体に付加され且つ前記流体の磁化スピンの位相挙動を制御する制御パルスとを有するMRI装置。

17. 請求項16に記載のMRI装置において、

前記制御パルスは、前記磁化スピンのディフェーズ及びリフェーズのうちの少なくとも一方を担うパルスであるMRI装置。

18. 請求項16に記載のMRI装置において、

前記制御パルスの強度を前記流体の流れの速度に応じて制御する手段を備えたMRI装置。

19. 静磁場中に置かれた被検体に読出し傾斜磁場パルスを含むパルスシーケンスに拠るスキャンを実行するようにしたMRI装置において、

前記被検体内の動きのある流体の動き方向に前記読出し傾斜磁場パルスの印加方向を実質的に合わせた状態で、前記スキャンを実行してエコー信号を収集するスキャン手段と、前記エコー信号から前記流体の画像及びその流体の影響を受ける実質部の内の方の画像を生成する画像生成手段とを備えたことを特徴とするMRI装置。

20. 静磁場中に置かれた被検体に読出し傾斜磁場パルスを含むパルスシーケンスに拠るスキャンを実行するようにしたMRI装置において、

前記被検体の心時相を設定する時相設定手段と、前記被検体内の動きのある流体の動き方向に前記読出し傾斜磁場パルスの印加方向を実質的に合わせた状態で、前記心時相に応じて前記スキャンを実行してエコー信号を収集するスキャン手段と、前記エコー信号から前記流体の画像及びその流体の影響を受ける実質部の内の方の画像を生成する画像生成手段とを備えたことを特徴とするMRI装置。

21. 請求項20に記載のMRI装置において、

前記読出し傾斜磁場パルスは、前記エコー信号を読み出すためのパルス本体と、このパルス本体に付加され且つ前記流体の磁化スピンの位相挙動を制御する制御パルスとを有するMRI装置。

22. 請求項21に記載のMRI装置において、

前記制御パルスは、前記磁化スピンのディフェーズ及びリフェーズのうちの少なくとも一方を担うパルスであるMRI装置。

23. 請求項20に記載のMRI装置において、

前記時相設定手段は前記被検体の2つの心時相を設定する手段であり、

前記スキャン手段は、前記 2 つの心時相にて前記被検体を第 1 及び第 2 のスキャンに夫々付して 2 組のエコー信号から成るデータを収集する手段であり、

前記画像生成手段は、前記データから前記流体の画像を生成する手段である M R I 装置。

2 4 . 請求項 2 3 に記載の M R I 装置において、

前記スキャン手段は、前記第 1 及び第 2 のスキャンを 2 回の撮像で夫々に実行する手段である M R I 装置。

2 5 . 請求項 2 4 に記載の M R I 装置において、

前記読出し傾斜磁場パルスは、前記エコー信号を読み出すためのパルス本体と、このパルス本体に付加され且つ前記流体の磁化スピンの位相挙動を制御する制御パルスとを有する M R I 装置。

2 6 . 請求項 2 5 に記載の M R I 装置において、

前記制御パルスは、前記磁化スピンのディフェーズ及びリフェーズのうちの少なくとも一方を担うパルスである M R I 装置。

2 7 . 請求項 2 6 に記載の M R I 装置において、

前記 2 つの心時相で前記第 1 及び第 2 のスキャンに用いるパルスシーケンスの読出し傾斜磁場パルスの制御パルスを、共に前記ディフェーズ及びリフェーズの内的一方を担うパルスで形成した M R I 装置。

2 8 . 請求項 2 6 に記載の M R I 装置において、

前記 2 つの心時相のうち、一方の心時相における前記第 1 のスキャンに用いるパルスシーケンスの読出し傾斜磁場パルスの制御パルスを前記ディフェーズを担うパルスで形成し、もう一方の心時相における前記第 2 のスキャンに用いるパルスシーケンスの読出し傾斜磁場パルスの制御パルスを前記リフェーズを担うパルスで形成した M R I 装置。

2 9 . 請求項 2 8 に記載の M R I 装置において、

前記時相設定手段は、前記一方の心時相として前記被検体の拡張期に属する時相を設定するとともに、前記もう一方の心時相として当該

被検体の収縮期に属する時相を設定する手段であるMRI装置。

30. 請求項25に記載のMRI装置において、
前記制御パルスの波形面積を変更可能に設定したMRI装置。

31. 請求項23に記載のMRI装置において、
前記スキャン手段は、前記第1及び第2のスキャンを、同一のスライス及びスライスエンコード量の内の一方に設定される1回の撮像の中で順次実行する手段であるMRI装置。

32. 請求項31に記載のMRI装置において、
前記読出し傾斜磁場パルスは、前記エコー信号を読み出すためのパルス本体と、このパルス本体に付加され且つ前記流体の磁化スピンの位相挙動を制御する制御パルスとを有するMRI装置。

33. 請求項32に記載のMRI装置において、
前記時相設定手段は、前記2つの心時相として、前記被検体の心臓の収縮期及び拡張期に属する心時相をそれぞれ設定する手段であるMRI装置。

34. 請求項33に記載のMRI装置において、
前記制御パルスは、前記収縮期の心時相にて前記磁化スピンのディフェーズを担うパルスであり、前記拡張期の心時相にて前記磁化スピンのリフェーズを担うパルスであるMRI装置。

35. 請求項31に記載のMRI装置において、
前記制御パルスの波形面積を変更可能に設定したMRI装置。

36. 請求項20に記載のMRI装置において、
前記流体は、前記被検体内の血流であるMRI装置。

37. 請求項36に記載のMRI装置において、
前記血流は、流速が遅い前記被検体の下肢の動静脈であって、
前記画像生成手段は前記動静脈を分離した画像を生成する動静脈画像生成手段であるMRI装置。

38. 請求項24に記載のMRI装置において、
前記第1及び第2のスキャンはハーフフーリエ法に基づくスキャン

であることを特徴とするMRI装置。

39. 請求項38記載のMRI装置において、

前記第1のスキンは、第1のk空間の位相エンコード方向における低周波領域を成す中心領域にエコーデータを配置するためのエコー信号を発生させるパルスシーケンスに拠るスキンであり、

前記第2のスキンは、第2のk空間の位相エンコード方向における低周波領域を成す中心領域と高周波領域を成す両端部の内の一方とにエコーデータを配置するためのエコー信号を発生させるパルスシーケンスに拠るスキンであることを特徴とするMRI装置。

40. 請求項39記載のMRI装置において、

前記画像生成手段は、前記第1のスキンによりエコーデータが収集される第1のk空間及び前記第2のスキンによりエコーデータが収集される第2のk空間それぞれにて前記ハーフフーリエ法に応じてエコーデータを演算により生成し配置する演算手段と、前記第1のk空間上で残っている未収集領域に前記第2のk空間の対応する領域のエコーデータを複写する複写手段とを備えたMRI装置。

41. 請求項40記載のMRI装置において、

前記画像生成手段は、前記第1のk空間のエコーデータ及びその画像データの内の一方と前記第2のk空間のエコーデータ及びその画像データの内の一方との間で演算を行って動脈相画像に関するエコーデータ及びその画像データの内の一方を得る動脈相画像生成手段を備えたMRI装置。

42. 請求項41記載のMRI装置において、

前記動脈相画像生成手段により実行される演算は、差分演算、重付け差分演算、及び加算演算の内の1つであることを特徴とするMRI装置。

43. 請求項41記載のMRI装置において、

前記画像生成手段は、前記動脈相画像生成手段から得られた動脈相画像に関するエコーデータ及びその画像データの内の一方と前記第2

の k 空間のエコーデータ及びその画像データの内の一方との間で差分演算を行って静脈相画像に関するエコーデータ及びその画像データの内の一方を得る静脈相画像生成手段を備えたMRI装置。

44. 請求項38に記載のMRI装置において、

前記第1及び第2のスキャンは2次元スキャン及び3次元スキャンの内の一方であるMRI装置。

45. 請求項38に記載のMRI装置において、

前記第1及び第2のスキャンに用いるパルスシーケンスは、FAS E (Fast Asymmetric SE) 法、EPI (Echo Planar Imaging) 法、FSE (Fast Spin Echo) 法、又はSE (Spin Echo)法に拠るパルス列であるMRI装置。

46. 請求項38に記載のMRI装置において、

前記時相設定手段は、前記被検体の心時相を表す信号を検出する検出手段と、この検出手段により検出される信号中に現れる周期的な心拍参照波からの異なる時刻にて前記被検体の撮像部位に準備用MRシーケンスを複数回実行して複数枚のMR画像を得る準備手段と、この準備手段により得られた複数枚のMR画像から前記2つの時相を決める手段とを備えるMRI装置。

47. 請求項46に記載のMRI装置において、

前記心時相を表す信号は前記被検体のECG信号及びPPG信号の内の一方であり、前記心拍参照波はそのECG信号及びPPG信号の内の一方のR波であるMRI装置。

48. 請求項21に記載のMRI装置において、

前記制御パルスの強度を前記流体の流れの速度に応じて制御する手段を備えたMRI装置。

49. 被検体の心時相を設定し、前記被検体内の動きのある流体の動き方向に印加方向を実質的に合わせた読出し傾斜磁場パルスを含むパルスシーケンスを用いて前記心時相に応じてスキャンを実行してエコー信号を収集し、前記エコー信号から前記流体及び当該流体の

影響を受ける実質部の内の一方向の画像を生成することを特徴とするMRイメージング方法。

50. 請求項48に記載のMRイメージング方法において、

前記読出し傾斜磁場パルスは、前記エコー信号を読み出すためのパルス本体と、このパルス本体に付加され且つ前記流体の磁化スピンの位相をディフェーズ又はリフェーズさせるディフェーズパルス及びリフェーズパルスのうちの少なくとも一方とを有するMRイメージング方法。

51. 被検体が置かれる静磁場を発生させる磁石と、

前記被検体に対する高周波磁場の送信及び当該被検体で発生したエコー信号の受信を担うRFコイル装置と、

前記被検体に前記RFコイル装置を介してパルスシーケンスに基づく高周波磁場を送信する送信器と、

前記被検体に傾斜磁場コイルを介して前記パルスシーケンスに基づく傾斜磁場を印加する傾斜磁場電源と、

前記パルスシーケンスの実行に伴って発生する前記エコー信号を前記RFコイル装置を介して受信する受信器と、

前記受信器より受信されたエコー信号を画像に生成する演算装置と

、
前記パルスシーケンスに基づいて前記送信器、受信器、及び傾斜磁場電源の動作を制御する制御装置とを備え、

この制御装置は、前記パルスシーケンスとして、前記被検体の複数の異なる心時相を設定するための準備用スキンのパルスシーケンスを実行させるとともに、設定された複数の異なる心時相夫々にてイメージング用スキンのパルスシーケンスを順次開始させる処理を行い

、
前記演算装置は、前記複数の異なる心時相夫々に対応して収集された複数組の前記エコー信号から前記被検体内のスキン部位における流体及びその流体の影響を受ける実質部の内の一方向の画像を生成する

ことを特徴とするMRI装置。

52. 請求項51記載のMRI装置において、
前記複数の異なる心時相は、前記被検体の心周期の収縮期と拡張期
とに属する2時相であることを特徴とするMRI装置。

53. 被検体が置かれる静磁場を発生させる磁石と、
前記被検体に対する高周波磁場の送信及び当該被検体で発生したエ
コー信号の受信を担うRFコイル装置と、

前記被検体に前記RFコイル装置を介してパルスシーケンスに基づ
く高周波磁場を送信する送信器と、

前記被検体に傾斜磁場コイルを介して前記パルスシーケンスに基づ
く傾斜磁場を印加する傾斜磁場電源と、

前記パルスシーケンスの実行に伴って発生する前記エコー信号を前
記RFコイル装置を介して受信する受信器と、

前記受信器より受信されたエコー信号を画像に生成する演算装置と
、

前記パルスシーケンスに基づいて前記送信器、受信器、及び傾斜磁
場電源の動作を制御する制御装置とを備え、

この制御装置は、前記パルスシーケンスとして、前記被検体の心時
相を設定する準備用スキンのパルスシーケンスを実行するとともに
、前記被検体内の動きのある流体の動き方向に印加方向を実質的に合
わせた読出し傾斜磁場パルスを含むイメージング用スキンのパルス
シーケンスを前記心時相で開始させ、

前記演算装置は、前記イメージング用スキンのパルスシーケンス
の実行に伴って前記受信器により収集される前記エコー信号から前記
流体の画像及びその流体の影響を受ける実質部の内の一方の画像を生
成することを特徴とするMRI装置。

54. 請求項53に記載のMRI装置において、
前記読出し傾斜磁場パルスは、前記エコー信号を読み出すためのパ
ルス本体と、このパルス本体に付加され且つ前記流体の磁化スピンの

55. 請求項54に記載のMRI装置において、

56. 請求項55に記載のMRI装置において、

イメージング用スキャンは、前記2つの心時相それぞれにて実

要約書

ECG-prep スキャンを介して心臓の収縮期及び拡張期夫々に最適な時相を設定する。この複数の異なる時相夫々にてイメージングスキャンを順次開始して複数組のエコーデータを収集する。この複数組のエコーデータから動脈及び静脈を分離した血流画像を生成する。イメージングスキャンには例えばハーフフーリエ法を用いる。これにより、造影剤を投与することなく、短いスキャン時間で、且つ、高画質の血流画像を得る。また、低速血流の流れ方向に読出し傾斜磁場パルスの印加方向をほぼ合わせた状態で、適宜な設定した心時相に応じてスキャンを実行できる。読出し傾斜磁場パルスには、血流速度に応じたフローボイド効果の差異促進のため、ディフェーズパルスが付加される。これにより、下肢の血流など、低流速の流れを確実に描出できる。